

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

# **DIPLOMOVÁ PRÁCE**

2010

Šárka Mlejnecká

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra měřicí a řídicí techniky

## **Vyhodnocení záznamů fotopletysmografie**

Plethysmographical Data Analysis

Ostrava, 2009/2010

Šárka Mlejnecká

## **Prohlášení**

*Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně.*

*Uvedla jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpala.*

.....  
*Šárka Mlejnecká*

*Datum odevzdání diplomové práce : 7.5.2010*

## **Poděkování**

Chtěla bych touto cestou velmi poděkovat vedoucímu mé diplomové práce panu Ing. Marku Penhakerovi, Ph.D. za cenné rady, konzultace a připomínky spojené s vypracováním mého úkolu.

Zároveň bych ráda poděkovala paní MUDr. Zdeňce Hajdukové, Ph.D. a pracovníkům kliniky pracovního a preventivního lékařství Fakultní nemocnice Ostrava, za poskytnutí odborných konzultací a pletysmografických záznamů.

## **Abstrakt**

V současné době vzrůstá možnost využití osobních počítačů ke zpracování signálů. Potřeba objektivizovat pohled na naměřený signál se objevuje i v pracovním lékařství. Jedním z často prováděných vyšetření v pracovním lékařství je pletysmografie - metoda sloužící ke stanovení reaktivity cév a jakosti prokrvení zkoumané tkáně. Tato práce se zabývá tvorbou algoritmů pro vyhodnocování pletysmografických křivek na základě procentuální změny amplitudy, plochy a saturace před a po chladovém testu. Byly navrženy postupy pro detekci počátků pulsových vln. Rovněž bylo ve spolupráci s pracovištěm kliniky pracovního a preventivního lékařství Fakultní nemocnice Ostrava stanoveno roztrídění do diagnostických skupin. Pro interpretaci vytvořených hodnotících mechanismů lékaři bylo vytvořeno samostatné uživatelské rozhraní a databáze pro ukládání automatického hodnocení záznamů i pro uložení závěrů lékaře.

## **Klíčová slova**

pletysmografie, chladový test, pulsová vlna, saturace, amplituda, plocha

## **Abstract**

In present times grows the possibility to use computers to process signals. The need to objectify the view on pointed signal emerges also in occupational medicine. One of common used procedures in operational medicine is plethysmography - method used to determine reactivity of veins and vascular quality of examined tissue. This diploma thesis focus on creating algorithm for determination of plethysmographical records based on percent variance of amplitude, area and saturation before and after the chilling test. Procedures were created to detect pulse waves origins. Also in cooperation with the working compartment of occupational and preventive medicine clinic of Faculty hospital in Ostrava classification to diagnostic groups was determined. To interpretative developed evaluation procedures by doctors, separate user interface was created together with the database for storing automatically generated evaluation files even for storing conclusions made by doctor.

## **Keywords:**

plethysmography, chilling test, pulse wave, saturation, amplitude, surface

## Seznam použitých symbolů a zkratek

<b>DKK</b>	– dolní končetiny
<b>dx.</b>	– dexter
<b>EMG</b>	– elektromyografie
<b>Hb</b>	– hemoglobin
<b>HbO<sub>2</sub></b>	– oxyhemoglobin
<b>HKK</b>	– horní končetiny
<b>Inf.</b>	– inferior
<b>NzP</b>	– nemoc z povolání
<b>Rhb</b>	– deoxyhemoglobin
<b>SaO<sub>2</sub></b>	– nasycení (saturace) arteriální krve kyslíkem
<b>sin.</b>	– sinister
<b>sup.</b>	– superior
<b>t[s]</b>	– čas [sekunda]
<b>V[m<sup>3</sup>]</b>	– objem [metr krychlový]

## Seznam použitých pojmů a cizích slov

<b>anakrotický</b>	– vzestupný
<b>artérie, arteriální, arteriola</b>	– tepna, tepenný, tepénka
<b>atribut</b>	– charakteristické vlastnosti entity
<b>deoxyhemoglobin</b>	– hemoglobin bez navázaných molekul kyslíku
<b>diastola</b>	– povolení stahu srdeční svaloviny
<b>difúze</b>	– pohyb částic vyvolaný gradientem, např. teplotním, koncentračním
<b>dilatace</b>	– rozšíření, roztažení, zvětšení
<b>entita</b>	– prvek reálného světa popsáný svými charakteristikami
<b>extrém funkce</b>	– bod, jehož funkční hodnota je menší nebo rovna (resp. větší nebo rovna) funkční hodnotě v libovolném jiném bodě funkce
<b>hemoglobin</b>	– červené krevní barvivo schopné přenášet kyslík a oxid uhličitý
<b>kardiovaskulární</b>	– týkající se srdce a cév
<b>katakrotický</b>	– sestupný
<b>konstrikce</b>	– zúžení, sevření, stažení
<b>lymfa</b>	– tkáňový mok
<b>myokard</b>	– srdeční sval
<b>oxyhemoglobin</b>	– hemoglobin s navázanými molekulami kyslíku
<b>parestezie</b>	– spontánní nebo vyvolané abnormální vjemy (např. mravenčení, pálení, svědění)
<b>Raynardův syndrom</b>	– přechodné zbarvení kůže, reakce na chlad, brnění palčivost nebo pokles teploty v postižených oblastech, změny ve vzhledu kůže
<b>shluková analýza</b>	– metoda využívaná k identifikaci zkoumaných objektů na základě jejich podobnosti
<b>stacionární body</b>	– bod, v němž je první derivace dané funkce nulová
<b>systola</b>	– stah svalu srdečních komor
<b>vazo, vena, venózní, venula</b>	– související s cévami, žíla, žilní, žilka

# Obsah

<b>1</b>	<b>ÚVOD.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>KARDIOVASKULÁRNÍ SYSTÉM.....</b>	<b>2</b>
2.1	Srdce .....	2
2.2	Cévní řečiště .....	4
2.2.1	Vazomotorika cév .....	4
2.3	Vznik pulzové vlny .....	5
2.3.1	Základní tvary a členění pulsových vln .....	6
<b>3</b>	<b>PLETYSMOGRAFIE.....</b>	<b>8</b>
3.1	Fotoelektrické pletysmografy .....	8
<b>4</b>	<b>OXYMETRIE.....</b>	<b>10</b>
4.1	Pulzní oxymetrie .....	12
<b>5</b>	<b>PLETYSMOGRAFICKÉ VYŠETŘENÍ.....</b>	<b>16</b>
5.1	Chyby měření fotopletysmografem a pulzním oxymetrem .....	17
5.2	Současné metody hodnocení pletysmografických záznamů .....	17
<b>6</b>	<b>SOFTWARE PRO ZOBRAZOVÁNÍ PLETYSMOGRAFICKÝCH KŘIVEK .....</b>	<b>18</b>
6.1	Obsluha databáze .....	19
6.2	Struktura referenční databáze a databáze pro hodnocení.....	21
6.3	Uživatelské rozhraní .....	23
6.3.1	Kartotéka.....	23
6.3.2	Vyhodnocení prstu .....	24
6.3.3	Společná část .....	25
<b>7</b>	<b>ZPRACOVÁNÍ ZÁZNAMU .....</b>	<b>26</b>
7.1	Analýza naměřených křivek .....	26
7.1.1	Počátek pulzové vlny .....	27
7.2	Korekce grafu .....	31
<b>8</b>	<b>VÝPOČET SLEDOVANÝCH PARAMETRŮ PULZOVÉ VLNY .....</b>	<b>32</b>
8.1	Amplituda .....	32
8.2	Plocha pod pulzovou vlnou.....	33
8.3	Saturace.....	33
8.4	Změna sledovaných parametrů .....	33



<b>9</b>	<b>NAPLNĚNÍ REFERENČNÍ DATABÁZE .....</b>	<b>35</b>
9.1	Kritéria hodnocení .....	35
9.2	Analýza rozložení vypočtených parametrů.....	36
9.3	Souvislost sledovaných parametrů s klinikou pacienta .....	37
<b>10</b>	<b>VYHODNOCOVÁNÍ NAMĚŘENÝCH KŘIVEK .....</b>	<b>38</b>
10.1	Informace o naměřených křivkách .....	38
10.2	Oblast hodnocení .....	38
10.3	Porovnání stavu jednotlivých prstů.....	38
10.4	Statistické hodnocení výsledků.....	40
<b>11</b>	<b>ZÁVĚR.....</b>	<b>42</b>
	<b>POUŽITÁ LITERATURA.....</b>	<b>43</b>
	<b>SEZNAM PŘÍLOH .....</b>	<b>44</b>

# 1 Úvod

Pletysmografie je neinvazivní metoda vyšetřování změny objemu sledované tkáně pro stanovení jakosti jejího prokrvení. V této práci je nejprve popsán princip fungování kardiovaskulárního systému, princip fotopletysmografu a pulzního oxymetru, jimiž je toto vyšetření prováděno. Pletysmografické vyšetření se používá zejména v pracovním lékařství k indikaci poškození periferních cév, například v důsledku práce s vibracemi. Naměřené pletysmografické křivky bývají tvarově velmi variabilní. Měření zpravidla probíhá při pokojové teplotě, ale bývá pro dosažení přesnějších výsledků prováděno i za snížené teploty – tzv. chladový test.

Cílem této práce bylo navrhnout matematické zpracování pletysmografických záznamů, které by určilo změny amplitudy, plochy a saturace po chladovém testu, které vypovídají o závažnosti klinických potíží. Současně existující programy automatického vyhodnocování, na rozdíl od hodnocení lékaře, vždy posuzovaly pouze jednu křivku. V této práci byly dány do souvislosti křivky získané před chladovým testem se záznamem po chladovém testu a roztříděny podle jejich společných znaků do tří skupin, které odpovídají klinickým potížím pacientů.

Data byla pro účely této práce načtena z již existující databáze pacientů, využívané na pracovišti kliniky pracovního a preventivního lékařství Fakultní nemocnice Ostrava. Aby byla zajištěna ochrana osobních údajů pacientů, byly z této databáze před předáním odstraněny jména a rodná čísla. V rámci této práce byly navrhovány algoritmy pro detekci počátků pulsových vln a zjištění procentuální změny amplitudy, plochy a saturace a stanovení mezí těchto parametrů pro fyziologické a nefyziologické hodnoty.

## 2 Kardiovaskulární systém

Hlavním úkolem kardiovaskulárního systému je transport hormonů, udržování stability vnitřního prostředí těla (zásobení buněk kyslíkem a živinami, odvod metabolitů) a stálé tělesné teploty. Pro zajištění této funkce je nezbytné, aby kapilárním řečištěm každé tkáně prošel za jednotku času takový objem krve, který je schopen odvést a dodat látky v množství úměrném funkční aktivitě tkáně.

Kardiovaskulární systém lze rozdělit na dva oddíly:

- 1) **Centrální** – srdce (cor) je ústřední orgán, má hlavní podíl na proudění krve
- 2) **Periferní** – tepny (arterie), žíly (venae) a mizní cévy (vesa lymphatica) je to cirkulační systém

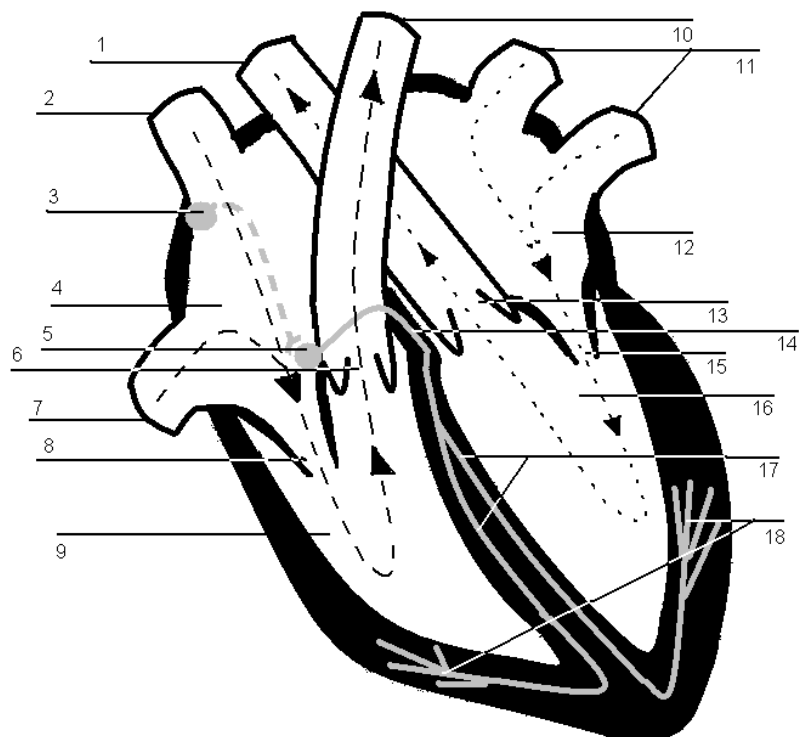
### 2.1 Srdce

Srdce je dutý orgán, tvořený příčně pruhovanými svalovými vlákny, uložený asymetricky v mezihrudí. Tvarem srdce připomíná trojboký jehlan, jehož základna směřuje nahoru, doprava a dozadu. Svou činností srdce zajišťuje krevní oběh a jeho funkci lze přirovnat k mechanické pumpě.

Srdce se skládá se ze dvou síní a dvou komor. Do pravé síně ústí horní a dolní dutá žíla, zakončující velký tělní oběh. Pravá síň je spojena s pravou komorou, mezi nimi se nachází trojcípá chlopeč. Pravá komora je pľlměsíčitou plicní chlopní oddělena od plicní tepny, která přivádí odkysličenou krev do plic. Odkysličená krev prochází přes levou a pravou pľici a vrací se okysličená do levé síně. Přes dvojčípou chlopeč pak proudí krev do komory a z ní je přes pľlměsíčitou chlopeč vypuzována do srdečnice (aorta). Z aorty je zásobován velký tělový krevní oběh okysličenou krví. Svalovina levá části srdce je mohutnější než pravá, neboť tělní oběh vyžaduje větší průtok krve než plicní oběh.

Srdeční frekvence a objem čerpané krve je regulován podle okamžitých potřeb organismu nervově z kardiovaskulárního centra v prodloužené míše prostřednictvím sympatiku a parasympatiku a hormonálně např. adrenalinem z nadledvin. Srdeční sval (myokard) samotný je stimulován prostřednictvím lokálních proudů, šířících se celým myokardem.

Podněty k rytmické aktivitě srdce vznikají přímo v srdci, v srdečním pacemakeru (předsíňový uzlík). Dále je impulz přenášen přes svalovinu síní do síňokomorového uzlu, odkud se přes Hisův svazek šíří do Tavarových ramének a dále se přenáší přes Purkyňova vlákna na svalovinu komor a způsobuje její stah. Zásobení tkání a orgánů krví závisí na aktivitě tkáně, např. zvýšený průtok krve v pracujícím svalu. Přednostně je krví vždy zásobován mozek a svalovina srdce. Transportní funkci srdce doplňují svou elasticitou tepny.



**Obr. 1 Srdce**

**Legenda k Obr. 1:**

- |   |  |
|---|--|
| 1) srdečnice (aorta)                                | 9) pravá komora (ventriculus dx.)            |
| 2) horní dutá žíla (venae cava sup.)                | 10) plicní tepna (truncus pulmonalis)        |
| 3) předsíňový<br>uzlík (nodus sinuatrialis)         | 11) plicní žíla (venae pulmonales)           |
| 4) pravá síň (atrium dx.)                           | 12) levá síň (atrium sin.)                   |
| 5) síňokomorový<br>uzlík (nodus strioventricularis) | 13) pľlměsíčitá chlopeň (valva aortae)       |
| 6) pľlměsíčitá chlopeň (valva trunci<br>pulmonalis) | 14) Hisův svazek                             |
| 7) dolní dutá žíla (venae cava inf.)                | 15) dvojčípá chlopeň (valva<br>bicuspidalis) |
| 8) trojcípá chlopeň (valva<br>tricuspidalis)        | 16) levá komora (ventriculus sin.)           |
|   | 17) Tavarova raménka                         |
|   | 18) Purkyňova vlákna                         |

## 2.2 Cévní řečiště

Cévní řečiště sloužící k distribuci krve mezi srdcem a tkáněmi lze je popsat jako uzavřený okruh trubic. Cévy rozdělujeme podle průsvitu a funkce na artérie, menší arterioly a z nich odstupující metaarterioly. Přechod mezi arteriální a venózní částí oběhu tvoří kapiláry. Krev z kapilár je shromažďována krátkými vendulami do vén.

Krevní oběh je možno rozdělit podle různých hledisek:

- 1) Z hlediska rozsahu cévního řečiště:
  - a) velký krevní oběh (systémový, periferní)
  - b) malý krevní oběh (plicní, centrální)
- 2) Podle charakteru rozdělení tlaku a objemu krve v cévním řečišti:
  - a) vysokotlaký odporový systém (arteriální)
  - b) nízkotlaký kapacitní systém (venózní a kapilární)
- 3) Z hlediska účasti na výměně látek:
  - a) oblast výměnnou (kapilární řečiště)
  - b) oblast distribuční (arteriální řečiště)
  - c) oblast sběrná (venózní řečiště)

K posunu krve při diastole přispívá ve velkém tělním oběhu i zpětné stažení arteriálních stěn, které obsahují hladkou svalovinu. Krevní průtok ovlivňuje i stlačení žil kosterním svalstvem při zátěži a negativní nitrohruční tlak při vdechu. Šíření krve k jednotlivým orgánům zabezpečuje signalizace z receptorů cévního řečiště, stimulovaných chemickými i mechanickými podněty, které při změně funkčního stavu orgánu mění reflexně a přímo humorální tonus hladkého svalstva a průsvit distribučních cév, který spolu s viskozitou krve ovlivňuje odpor krve při průtoku a tím i rychlost průtoku.

### 2.2.1 Vazomotorika cév

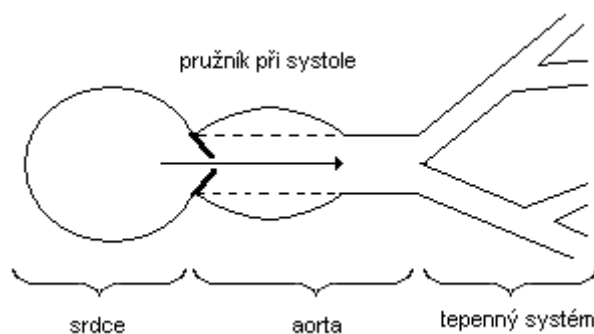
Pojem vazomotorika je používán pro schopnost cév měnit svůj průměr změnou napětí hladkých svalových vláken ve stěně cévy. Je řízena reflexně sympatickým a parasympatickým nervovým systémem, hormonálně i místními tkáňovými vlivy.

- 1) **Vazodilatace** je rozšíření cév; umožňuje zvýšení průtoku krve krevním řečištěm. Je-li rozsáhlá, vede k poklesu krevního tlaku. Např. k vazodilataci v kůži dochází při horečce. Je provázána zarudnutím a zvýšeným pocením, vede k ochlazení organismu. Vazodilatace je řízena vegetativním nervovým systémem.

- 2) **Vazokonstrikce** je to zúžení cév; omezuje snížení průtoku krve krevním řečištěm. Pokud je rozsáhlá, působí vzestup krevního tlaku. K vazokonstrikci v kůži dochází při chladu, projevuje se zblednutím, zabraňuje ztrátám tepla. Většinou vyvolána aktivitou sympatického nervového systému.

## 2.3 Vznik pulzové vlny

Při srdeční kontrakci je vypuzena krev z levé srdeční komory do aorty, v důsledku čehož dochází k jejímu napnutí. Při diastole se naopak aorta smršťuje a posunuje tak dál krevní sloupec. Tento jev se nazývá pružník.



**Obr. 2 Model pružníku**

Systola zpravidla trvá 0.3 sekundy a diastola trvá v průměru 0.7 sekundy. Díky rytmickému střídání systoly a diastoly dochází k periodickým výkyvům tlaku v celém arteriálním řečišti. Změny krevního tlaku vzniklé srdečními kontrakcemi se na cévní stěně projevují jako objemový a tlakový puls. Rychlost krevního proudu je přímo úměrná celkovému průřezu cévního řečiště. V aortě dosahuje rychlost krevního proudu 1m/s. S přibývajícím věkem klesá elasticita cév, následkem čehož se rychlost krevního proudu zvyšuje.

Věk [rok]	Rychlost [m/s]
5	5.2
20	6.2
40	7.2
70	8.3

**Tab. 1 Změna rychlosti krevního proudu**

Rychlost krevního proudu je mnohonásobně nižší, než rychlost samotné pulsové vlny. Tvar pulsové vlny určuje srdce množstvím a rychlostí vypuzované krve, aorta a velké tepny svými elastickými vlastnostmi. Při šíření pulsové vlny v tepenném řečišti dochází k útlumům a odrazům.

- 1) odraz na odstupech z hlavního kmene
- 2) odrazy na konci řečiště

Tvar pulsové vlny bude tedy ovlivněn sumací postupujících a odražených vln. V arteriích se odrazy na malých cévách a snad i kapilárách podobají poměrům, jaké jsou v uzavřené trubici.

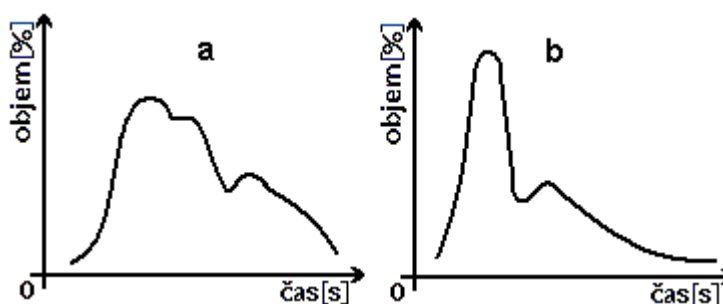
### 2.3.1 Základní tvary a členění pulsových vln

Před samotným členěním tvarů pletysmografických křivek popíšeme jejich základní části:

**anakrotická část** - náhlý příkrý vzestup, odpovídá srdeční systole.

**katakrotická část** - pomalu poklesající sestupné raménko, zachycuje pohyb cévní stěny po přechodu vlny, zpravidla bývá přerušena hlubokým zářezem – **dikrotický zářez** vznikající při uzavěru srdečních poloměsíčitých chlopní. Při odrazu krve od poloměsíčitých chlopní vzniká další vzestupná část pulsové vlny, po které následuje sestup raménka vlny. I tato část může být dále zvlněna v důsledku zpětných vibrací chlopní.

Rozeznáváme dva základní tvary pulsových vln získané měřením na různých místech cévního řečiště. Centrální pulsová vlna se měří neinvazivně jako objemový záznam na krční tepně nebo tlakový záznam měřený nitrocévním katétre a tenzometrem. Periferní pulsová vlna je měřena na konečcích prstů a charakterizuje ji přímější vzestupné raménko než u centrálního typu vlny. Rovněž má více zaoblený zářez i následnou dikrotickou vlnu. Periferní pulsová vlna může mít i více vlnek ležících v distální části sestupného raménka. Původ tohoto zvlnění doposud nebyl spolehlivě objasněn a předpokládá se, že vznikají vibracemi na konci řečiště.



Obr. 3 Pulsová vlna: a - centrální, b – periferní

Pulzové vlny dělíme do tří skupin podle fyzikální veličiny využité při jejich snímání.

- Tlaková vlna** – lze snímat pouze invazivně zavedením katétru napojeného na tenzometr do tepny a zachycuje stah srdečního svalu. Minimální hodnota této vlny je rovna diastolickému krevnímu tlaku, maximální systolickému krevnímu tlaku. Výsledky měření touto metodou jsou ovlivněny průměrem, umístěním a orientací katétru v cévě. V důsledku zúžení průměr menších cév při zavedení katétru, může dojít k zrychlení proudu v zúženém místě.
- Objemové vlny** – snímáme neinvazivně z povrchu těla s využitím pletysmografických metod. Objemová vlna poskytuje informace o nelineární proměnné roztažitelnosti cév. Je to jedna z nejstarších a relativně nenáročných vyšetřovacích metod. Získáváme jí křivky s vlnovitým charakterem, liší se od sebe frekvencí a amplitudou.
- Proudová vlna** – podává informace o urychlení krevního sloupce během pulsu. Energie srdečního stahu bývá rozložena do vlny tlakové, objemové i proudové. K zvětšení podílu proudové vlny dochází například při malé cévní roztažnosti.



### 3 Pletysmografie

Pletysmografie je vyšetřovací metoda sloužící k hodnocení jakosti prokrvení tkání a poskytuje informace o činnosti a reaktivitě cév na základě měření objemových změn tkáně v závislosti na procházející arteriální krvi.

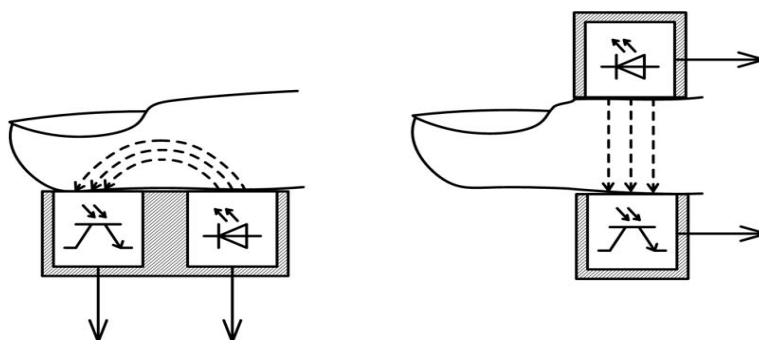
Přístupy podle principu funkce pletysmografu:

- 1) Kapacitní
- 2) Mechanické
- 3) Impedanční
- 4) Fotoelektrické

V současnosti nejpoužívanější jsou pletysmografy fotoelektrické. Tento typ byl využit i při pořizování záznamů zpracovávaných v této práci, proto bude jejich princip blíže popsán.

#### 3.1 Fotoelektrické pletysmografy

Využívají se ke snímání objemové vlny, která je zachycována jako změna proudu vzniklá absorpcí světla za rytmické pulzace tkáně při srdeční systole a diastole. Při systole dochází k zvětšení objemu krve v tkáni, důsledkem čehož je absorbováno více světelných paprsků. Naopak v diastole se absorpce snižuje spolu s poklesem objemu krve v tkáni. Čidlo tedy zaznamenává v systole pokles dopadajícího záření. Tyto objemové změny prokrvení pak udávají tvar jednotlivým pulzovým vlnám (anakrotická část křivky = vzestup objemu krve v tkáni, katakrotická část křivky = pokles objemu krve v tkáni).



Obr. 4 Fotoplethysmografie reflexní a transmisní [2]

Podle principu funkce dělíme fotoelektrické pletysmografy na:

- Transmisní** – založené na průchodu světelných paprsků tkání. Paprsky jsou vysílány ze světelného zdroje konstantní intenzity. Zdroj světla přiložíme na prst a na protilehlou stranu prstu umístíme čidlo - fotodioda. Světelné paprsky po průchodu tkání prstu dopadnou na fotodiodu, kde je detekována míra jejich pohlcení.
- Reflexní** – používá odražené světlo. Zdroj světla i čidlo jsou umístěny vedle sebe. Hloubka vniku paprsku je asi 0,5 cm, po jeho odrazu v tkáni jsou čidlem zaznamenány pulzové vlny na základě úbytku intenzity paprsku způsobené proměnlivým množstvím krve v kůži. Výhodou snímače je možnost umístit jej na kterékoliv místo na těle, je ale náchylnější na artefakty v důsledku pohybu senzoru vůči kůži nebo úplnou ztrátou kontaktu senzoru s kůží.

## 4 Oxymetrie

Oxymetrie je termín užívaný pro diagnostickou metodu sloužící k určování nasycení krve kyslíkem (saturace). Kyslík je v krvi přenášen převážně pomocí chemické vazby na krevní barvivo hemoglobin obsažené v červených krvinkách. Jedna molekula hemoglobinu Hb na sebe dokáže navázat čtyři molekuly kyslíku. Kyslík je v hemoglobinu navázán na železo, přičemž vzniká oxyhemoglobin  $\text{HbO}_2$ . Vazba  $\text{HbO}_2$  je velmi slabá a snadno se v tkáni uvolňuje. Takto vzniklou molekulu označujeme jako deoxyhemoglobin RHb. Hemoglobin na sebe může navázat také  $\text{CO}_2$ , vznikající jako metabolit tkáně, nebo CO, jehož vazba na hemoglobin je pevnější než u hemoglobinu a škodlivá (může způsobit až smrt). V malé míře se při přenosu uplatňuje i kyslík fyzikálně rozpuštěný v krvi. Naopak  $\text{CO}_2$  rozpuštěné v krevní plazmě jako  $\text{HCO}_3$  má mnohem větší zastoupení než  $\text{CO}_2$  navázané na hemoglobin.

typ vzduchu	procentuální zastoupení plynu		
	kyslík ( $\text{O}_2$ )	oxid uhličitý ( $\text{CO}_2$ )	dusík ( $\text{N}_2$ )
atmosférický	21%	0.03%	79%
alveolární	14%	5.6%	80.3%
vydechovaný	16%	4%	79.3%

**Tab. 2 Složení vdechovaného a vydechovaného vzduchu**

Výměna dýchacích plynů mezi plicními sklípky a krví, stejně jako mezi krví a tkáněmi, je uskutečňována prostou difuzí. Při zevním i vnitřním dýchání probíhá výměna dýchacích plynů vždy ve směru jejich tlakového spádu. Parciální tlak kyslíku v plicních sklípcích (13.3 kPa) je vyšší než v odkysličené žilní krvi (0.53 kPa), proto kyslík přechází stěnou alveolů do krve. Naopak parciální tlak kyslíku v tkáni je menší než v okysličené tepenné krvi, proto je uvolňován. U oxidu uhličitého platí přesně opačný proces.

lokalizace	Průměrný parciální tlak plynu	
	kyslík ( $\text{O}_2$ )	oxid uhličitý ( $\text{CO}_2$ )
atmosféra	21.1 kPa	0.03 kPa
alveolus	13.3 kPa	5.3 kPa
tepenná krev	12.7 kPa	5.3 kPa
žilní krev	5.3 kPa	6.13 kPa

**Tab. 3 Parciální tlak  $\text{O}_2$  a  $\text{CO}_2$  v různých částech těla**

Fyzikálně rozpuštěný kyslík je postupně při průchodu tkáněmi spotřebováván, což má za následek pokles jeho parciálního tlaku. Proto dochází k uvolňování chemické vazby kyslíku na hemoglobin. Rozpustnost plynu v kapalině při konstantní teplotě v závislosti na jeho tlaku nad kapalinou popisuje Henryho zákon.

$$C_i = \frac{P_i}{K_i} \quad 4.1$$

$C_i$ [mg/l]	koncentrace nasycení kapaliny plynem
$P_i$ [kPa]	parciální tlak plynu
$K_i$ [mg/l]	absorpční koeficient
$i$	index, který vyjadřuje označení konkrétního plynu ve směsi plynů

Rozpustnost plynu v kapalině, tedy i koncentrace fyzikálně rozpuštěného kyslíku v krvi, je také ovlivňována teplotou a velikostí pH.

Koncentraci kyslíku přenášeného chemickou vazbou, označovanou jako  $SaO_2$ , udáváme v procentech. Vypočítat ji lze, pokud známe koncentrace oxyhemoglobinu ( $C_{HbO_2}$ ) a deoxyhemoglobinu ( $C_{RHb}$ ).

$$SaO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{RHb}} \quad 4.2 [2]$$

Pro monitorování koncentrace kyslíku v krvi používáme několik metod:

<b>pulzní oxymetrie</b>	– neinvazivní metoda, snímáno fotoelektricky, v praxi nejrozšířenější pro svou jednoduchost, umožňuje zachycení i pulsové vlny
<b>intravaskulární oxymetrie</b>	– nazývaná také nitrocévní, invazivní metoda
<b>transkutánní oxymetrie</b>	– nazývaná také povrchová, neinvazivní

## 4.1 Pulzní oxymetrie

Princip pulzního oxymetru je založen na optickém měření koncentrace dané látky v roztoku (spektrofotometrii). Podle Lambert-Beerova zákona platí, že absorbance roztoku určité látky pro monochromatické záření je úměrná její koncentraci v něm:

$$A = \varepsilon \cdot c \cdot l \quad 4.3 [2]$$

A[-]	absorbance
$\varepsilon[\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}]$	molární extinkční koeficient
$c[\text{mol} \cdot \text{l}^{-1}]$	molární koncentrace rozpuštěné látky
$l[\text{m}]$	vzdálenost, kterou záření urazí v roztoku

Roztoky s různou koncentrací sledované látky mají různou absorbanci světelného. Na základě tohoto zjištění můžeme ze známé absorbance, vzdálenosti uražené procházejícím světlem a hodnotě molárního extinkčního koeficientu stanovit koncentraci dané látky, v tomto případě oxyhemoglobinu a hemoglobinu.

Absorbance je bezrozměrná veličina udávající kolik světelného záření bylo roztokem pohlceno. Určit ji můžeme z podílu intenzity záření  $I_o$  z roztoku vystupujícího k intenzitě záření  $I_i$  do roztoku vstupujícího:

$$A = -\log \frac{I_o}{I_i} \quad 4.4 [2]$$

Hodnota molárního extinkčního koeficientu  $\varepsilon$  je obecně závislá na vlnové délce  $\lambda$  záření procházejícího roztokem. Výše uvedená formulace Lambert-Beerova zákona tak pro konstantní koncentraci  $c$  a vzdálenost  $l$  přechází do tvaru:

$$A(\lambda) = \varepsilon(\lambda) \cdot c \cdot l \quad 4.5 [2]$$

Závislost molárního extinkčního koeficientu  $\varepsilon$  na vlnové délce pro deoxyhemoglobin RHb a oxyhemoglobin HbO<sub>2</sub> je uvedena na Obr. 5.

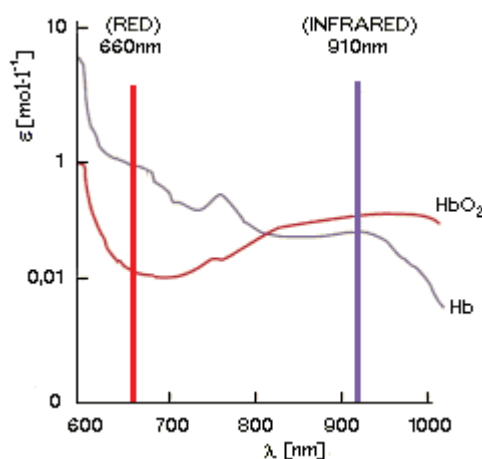
Krev budeme považovat za roztok deoxyhemoglobinu a oxyhemoglobinu. Absorbanci vypočítáme podle vzorce, pak můžeme se znalostí extinkčních koeficientu  $\varepsilon$  a dráhy záření  $l$  určit výpočtem obě koncentrace. Musíme ovšem měřit na dvou vlnových délkách, abychom obdrželi soustavu dvou rovnic se dvěma neznámými, tj. koncentracemi oxyhemoglobinu a hemoglobinu:

$$\begin{aligned} A(\lambda) &= \varepsilon_{RHb}(\lambda_1) \cdot c_{RHb} \cdot l + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) \cdot c_{HbO_2} \cdot l \\ A(\lambda) &= \varepsilon_{RHb}(\lambda_2) \cdot c_{RHb} \cdot l + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) \cdot c_{HbO_2} \cdot l \end{aligned} \quad 4.6 [2]$$

Abychom mohli tento způsob měření nasycení krve kyslíkem realizovat, musíme použít zdroj světla, jehož spektrální charakteristika (závislost vyzařované intenzity na vlnové délce) je co nejbližší světlu monochromatickému.

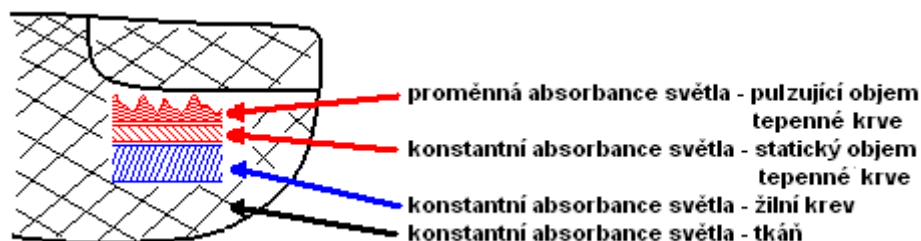
Princip pulzní oxymetrie vychází z vlastnosti oxyhemoglobinu a deoxyhemoglobinu absorbovat červené a infračervené světlo. Oxyhemoglobin pohlcuje více infračerveného světla a umožňuje průchod červeného světla, deoxyhemoglobin naopak. Vlnová délka červeného světla se pohybuje v rozmezí 600 do 750 nm, infračervené světlo v 850 do 1000 nm.).

Pulzní oxymetrie využívá jako zdroj světelného záření červenou a infračervenou LED. Detektor procházejícího záření je umístěn na protilehlé straně tkáně (transmisní metoda), v níž měříme koncentraci  $O_2$  a  $CO_2$ , a bývá realizován fotodiodou. Měříme na konečcích prstů nebo lalůčku ucha. Měření lze provádět také na základě světla odraženého tkání při umístění světelného detektoru a emitoru vedle sebe (reflexní metoda). Průnik záření do tkáně je v tomto případě asi 0.5cm a sondu můžeme umístit kdekoliv na těle. V praxi je častěji využíváno rozložení emitor – detektor popsané pro transmisní metodu snímání (Obr. 4).



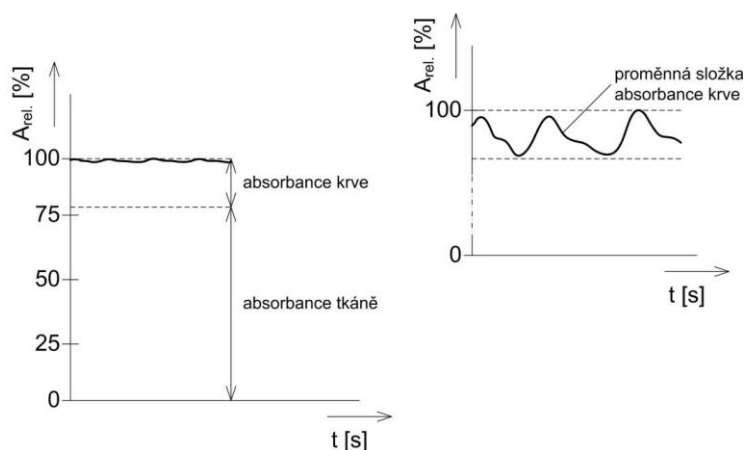
**Obr. 5** Pohlcování světla oxyhemoglobinem a deoxyhemoglobinem na různých vlnových délkách

Protože v důsledku působení pulsových vln v tkáni dochází k výkyvům absorpce světelného záření, je pulzní oxymetru schopen detekovat i průběhy pletysmografických křivek. V místě měření jsou vždy přítomny konstantní složky pohlcující světlo. Jsou jimi kůže, tkáň, žilní krev, a neměnný objem arteriální krve. Při každé srdeční akci srdce dochází vlivem pulzování krve k zvýšení krevního objemu. Tím vzniká proměnná složka absorbance, mající za následek změny napětí na fotodiodě. Absorbance se mění i v závislosti na koncentraci  $\text{HbO}_2$  a  $\text{RHb}$ , ale jedná se o velmi pomalé změny a z hlediska snímání pletyzmografické křivky je můžeme zanedbat.



**Obr. 6 Složky pohlcující světelné záření**

Pohlcování světelného záření krví (arteriální i žilní) se pohybuje v rozmezí 10-20 % celkové absorbance tkáně. Z celkové absorbance krve pak její v čase rychle se měnící složka (arteriální krev) tvoří méně než 10 %.



**Obr. 7 Zastoupení jednotlivých složek absorbujících světelné záření [2]**

Z naměřeného proudu protékajícího fotodiody pro každou z diod LED odfiltrujeme konstantní složku. Výsledné signály z červené ( $i_{FD,r}(t)$ ) a infračervené ( $i_{FD,ir}(t)$ ) diody budou reprezentovat pouze proměnnou složku, tedy absorpanci arteriální krve.

Saturace pak vypočteme z následujícího poměru:

$$R' = \frac{\frac{dI_{FD,r}(t)}{dt}}{\frac{dI_{FD,ir}(t)}{dt}} \quad 4.7 [2]$$

Z vypočítaného  $R'$  je stanovena hodnota  $SpO_2$  podle porovnávací tabulky, vytvořenou na základě empirických vzorců. Většina výrobců má své vlastní porovnávací tabulky založené na kalibračních křivkách odvozených od měření na zdravých subjektech při různých hodnotách  $SpO_2$ .

Pomocí pulzní oxymetrie lze změřit i srdeční frekvenci. Ta odpovídá periodě změn pohlcení světla v čase, tedy periodě střídavé složky signálu.



## 5 Pletysmografické vyšetření

Pojem pletysmografie bývá užíván pro snímání pulsové vlny a zahrnuje i měření nasycení krve kyslíkem (saturace). V praxi rozlišujeme dva základní postupy vyšetření, jimiž je jednoduchá pletysmografie a zátěžová pletysmografie.

Jednoduchá pletysmografie představuje jednorázový záznam zvolené lokality (nejčastěji prstů rukou). V důsledku velké variability pulsových vln neposkytuje tato metoda mnohdy dostačující informace o stavu cévního řečiště. Proto bývá často využívána zátěžová pletysmografie skládající se z více etap. Tato metoda je časově náročnější, ale její výpovědní hodnota je podstatně vyšší.

Postup při zátěžové pletysmografii:

- 1) **pletysmografický záznam při pokojové teplotě** – základní informace o stavu prokrvení
- 2) **chladový provokační test** – ochlazení končetin pacienta
- 3) **pletysmografický záznam po chladovém testu** – stav prokrvení bezprostředně po provedené zátěži chladem

Je - li nález fyziologický, vyšetření končí, jinak pokračuje bodem 4)

- 4) **vasodilatační podněty** – farmakologické nebo tepelné
- 5) **pletysmografický záznam po vasodilataci** – stav prokrvení bezprostředně po provedené vasodilataci

Na pracovišti z nějž pochází záznamy, které byly v průběhu této práce zpracovávány, je prováděno měření na 2. až 4. prstě obou rukou a někdy i na nohou. Pletysmografické vyšetření nebylo, stejně jako metody jeho hodnocení, doposud standardizováno, ale doporučuje se provádět jej v chladnější místnosti kolem 18°C.

Chladový provokační test existuje v několika modifikacích. Standardně jsou při tomto vyšetření horní končetiny ponořeny ve vodě až nad lokty, dolní končetiny ke kolenům. Mimo oblast pracovního lékařství je užíváno chlazení na 15°C, u dětí na 17°C až 18°C. V případě pochybností o výsledcích měření je možné teplotu snížit. Chlazení při teplotě 10°C je již velmi nepříjemné až bolestivé.

## 5.1 Chyby měření fotopletysmografem a pulzním oxymetrem

Hodnoty získané pomocí fotoelektrického pletysmografu a zároveň pulzního oxymetru mohou být za určitých podmínek zatíženy chybou. Výsledky se proto snažíme zpřesnit odstraněním nebo omezením těchto nežádoucích vlivů.

Přesnost naměřených údajů může být ovlivněna účinkem okolního světla dopadajícího na fotodetektor. Toto rušení se projeví deformací pletysmografické křivky, popřípadě není možné měření provést vůbec. Přístroj může detekovat během měření nenasazenou elektrodu nebo naopak při odpojení elektrody považovat dopadající světlo za signál ze správně nasazené sondy. Eliminovat takto vzniklé chyby lze vhodným návrhem tvaru pouzdra sondy a jeho správným nasazením na pacienta.

Chyby v naměřených hodnotách mohou být rovněž způsobeny nesprávným umístěním senzoru, kdy světlo z emitoru neprochází správně přes tkáň k senzoru. Aby k této chybě nedocházelo, je opět nutné dbát na správné nasazení měřicí sondy.

Naměřené údaje mohou být dále zkresleny celou řadou artefaktů, z nichž nejčastější vzniká v důsledku pohybu pacienta, nebo špatně upevněného senzoru vůči pacientovi. Při pohybu tkáně dochází k „pulzací“ žilní krve, vracející se do srdce za klidového stavu konstantní rychlostí. Přístroj vyhodnotí tuto složku jako pohyb arteriální krve, v důsledku čehož dochází ke zkreslení měření. Tento artefakt lze eliminovat užitím pásmového filtru pro příliš nízké a příliš vysoké frekvence. Úspěšnost této filtrace snižuje fakt, že frekvence pohybu je většinou v měřeném frekvenčním pásmu. Protože pulsující žilní krev, která je odkysličená, je díky pulsaci považována za krev arteriální, dochází k snížení naměřené hodnoty saturace krve kyslíkem.

## 5.2 Současné metody hodnocení pletysmografických záznamů

V současnosti je nejběžněji vyhodnocována pulsová vlna po vytištění na papír z hlediska časového průběhu na základě zkušeností vyšetřujícího lékaře. Dále jsem měla možnost se seznámit s některými způsoby automatického vyhodnocování pulzové vlny v časové oblasti. Při tomto hodnocení byl brán v úvahu tvar a poloha dikrotické vlny.

Hodnotícími kritérii byly v tomto případě:

<b>Rychlost pulsové vlny</b>	– časový posun počátků křivek snímaných ze dvou úseků a jejich vzdálenosti
<b>Vrcholový čas</b>	– časové rozdíly mezi začátkem a vrcholem křivky
<b>Inklinační doba</b>	– časový interval mezi průsečíkem tečen anakrotického raménka v nejstrmější části s rovnoběžkou vedenou vrcholem křivky a začátkem pulsové vlny
<b>Doba sestupu</b>	– čas od začátku pulsové vlny po její průsečík s rovnoběžkou vedenou 1 mm pod vrcholovou čarou rovnoběžnou se spojnicí začátku a konce křivky
<b>Doba propagace pulsové vlny</b>	– vzdálenost začátku pulsové vlny od vlny R elektrokardiogramu
<b>Index elastičnosti</b>	– sklonu úseku navazujícího na anakrotickou část křivky
<b>Hodnocení ve frekvenční oblasti</b>	– např. spektrální výkonová hustota
<b>Hodnocení dikrotické vlny</b>	– poloha dikrotického zářetu na katakrotickém raménku
<b>Poměr mezivrcholových vzdáleností</b>	– poměr vzdáleností mezi vrcholy pulsové vlny a dikrotické vlny ke vzdálenosti vrcholu dikrotické vlny a dikrotického zářezu
<b>Poměr velikosti pulsové vlny a dikrotické vlny</b>	
<b>Poměr velikosti pulsové vlny a dikrotického zářezu</b>	
<b>Poměr velikosti dikrotické vlny a dikrotického zářezu</b>	
<b>Velikost amplitudy pulsové vlny</b>	

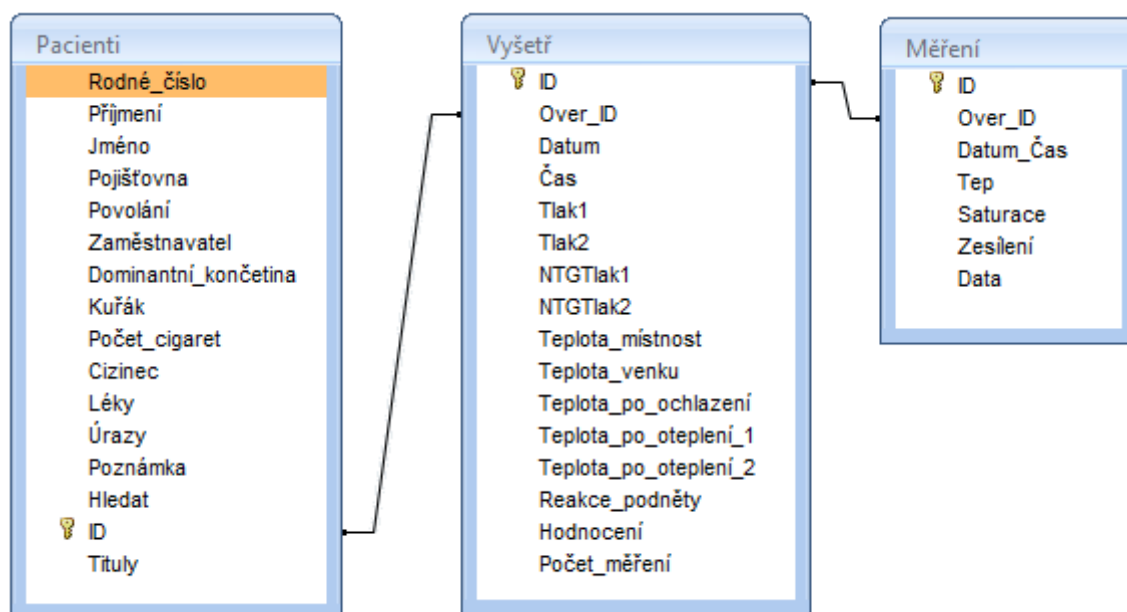
Tyto metody se zabývají vyhodnocováním pletysmografických křivek v časové i frekvenční oblasti, některé z těchto metod jsou náchylné na chyby vzniklé vlivem změny tepové frekvence. Dále jsou tyto metody převážně zaměřené na posuzování průběhu pouze jedné pletysmografické křivky a nezohledňují její vztah ke křivkám naměřeným v jiném módu nebo na jiném prstu. I přes snahu o zpřesňování objektivitu popisu pulsových vln, stále nejsou tyto parametry dostačující pro standardizaci hodnocení zdravotního stavu pacienta.

## 6 Software pro zobrazování pletysmografických křivek

V této práci jsou zpracovávány záznamy pocházející z pracoviště kliniky pracovního a preventivního lékařství Fakultní nemocnice Ostrava. Tato data byla v průběhu tří let naměřena na různorodém vzorku pacientů. Vyšetřování byli lidé rozdílných povolání a věkových skupin, zdraví i nemocní jedinci trpící nemocemi z vibrací nebo například vysokým krevním tlakem. Aby bylo zajištěno utajení identifikačních údajů pacientů, které jsou součástí lékařského tajemství (rodné číslo, jméno), byly z této databáze předem odstraněny. Pro uložení roztržiených křivek byla vytvořena samostatná databáze navazující přes ID pacienta na původní databázi.

### 6.1 Obsluha databáze

Před samotným vyhodnocováním pletysmografických křivek je nezbytné seznámit se se strukturou původní databáze a následně vybrat atributy, které budou pro další zpracování záznamů potřeba.



Obr. 8 Struktura původní databáze

Původní databáze se skládá ze tří základních tabulek (entit):

- Pacienti** – obsahuje osobní údaje pacientů. Primární klíč tabulky je *ID*
- Vyšetř.** – zaznamenává data k danému měření prováděnému při jedné návštěvě. Primární klíč tabulky je *ID*. Tabulka má jeden sekundární klíč *Over\_ID*, který zprostředkovává vazbu na tabulku *Pacienti*. Mezi tabulkou *Pacienti* a *Vyšetř* je vazba 1:N
- Měření** – slouží pro uložení výsledků měření na konkrétní končetině a prstu při použitém typu měření. Primárním klíčem tabulky *Měření* je *ID*. Mezi tabulkami *Měření* a *Vyšetř* je vazba N:1 přes sekundární klíč tabulky *Vyšetř* *Over\_ID*. V databázi v tabulce *Vyšetř* se ale ve sloupci *Over\_ID* nenachází žádné údaje.

Pro splnění zadání této práce bylo potřeba načíst celou tabulku *Pacienti*, aby bylo možné vyhledat požadovaného pacienta. Dále je pak na základě *ID* zvoleného pacienta nalezen záznam v tabulce *Vyšetř* a *Měření*. Protože v tabulce *Vyšetř* nejsou vyplněny hodnoty *Over\_ID* je příslušné měření vyhledáno na základě rozkladu *ID*.

*ID* v tabulce *Měření* má následující tvar:

*ID(Pacienti)\_Datum(Vyšetř)\_Čas(Vyšetř)\_KodMěření*

Kde *KodMěření* představuje trojčífernou reprezentaci měřicího módu, měřené končetiny a prstu.

První cifra (měřicí mód)		Druhá cifra (končetina)		Třetí cifra (prst)
název	reprezentace	název	reprezentace	
Pokojová teplota	1	Pravá noha	1	1
Po ochlazení	2	Levá noha	2	2
Po oteplení	3	Pravá ruka	3	3
Po TNG	4	Levá ruka	4	4
Po TNG +oteplení	5			5

**Tab. 4 Definování módu měření**

Z tabulky *Měření* vybíráme pouze takové záznamy, které mají pro zvoleného pacienta první cifru *KodMěření*=1 a zároveň pro téhož pacienta existuje záznam se stejným datem a časem s první cifrou *KodMěření*=2 a zbývající dvě jsou rovny odpovídajícím dvěma cifrám v *KodMěření* prvního načteného záznamu.

Záznam pletysmografické křivky je zakódován v atributu *Data* entity *Měření*, rovněž potřebujeme načíst hodnotu sloupce *Saturace*.

Výše popsaná databáze je v současné době aktivně využívána a měněna. Z tohoto důvodu byla pro ukládání hodnocení vytvořena samostatná databáze, aby v průběhu vytváření programu nevznikala nekonzistence dat. Pletysmografické křivky jsou hodnoceny pro každý prst samostatně, tomu odpovídá i struktura vytvořené databáze.

## 6.2 Struktura referenční databáze a databáze pro hodnocení

Struktura referenční databáze byla navržena tak, aby údaje v ní obsažené plně dostačovaly pro další zpracování záznamů a stanovení parametrů pro posuzování zdravotního stavu pacienta.

Entita *ReferenciDatabase* obsahuje tyto atributy:

<b>ID</b>	– tento atribut je primárním klíčem tabulky <i>ReferenciDatabase</i> a je typu automatické číslo (auto increment)
<b>IDm1, IDm2</b>	– data v tomto sloupci jsou ve formátu text (string) a žádná hodnota se v tomto sloupci nesmí opakovat. Prostřednictvím těchto sloupců je zajištěna i návaznost na původní databázi, přičemž IDm1 odpovídá ID příslušného záznamu při pokojové teplotě z tabulky <i>Měření</i> původní databáze. IDm2 spojuje data z referenční databáze se záznamem po chladovém testu z původní databáze
<b>Hodnocení</b>	– slouží pro uložení hodnocení dané křivky lékařem. Data mají formát text a obsahuje čtyři znaky (hodnocení změny amplitudy, plochy pod křivkou, saturace a celkového stavu pacienta)
<b>Poznámka</b>	– sloupec je určen pro uložení slovního komentáře pletysmografické křivky lékařem. Data jsou uloženy ve formátu text.
<b>Skupina</b>	– stejně jako data ve sloupci <i>hodnocení</i> i tato jsou ve formátu text se čtyřmi znaky, ale obsahuje hodnocení dané křivky stanovené výpočtem
<b>Amplituda, Plocha, Saturace</b>	– sloupce obsahují procentuální změny amplitudy, plochy a saturace před a po chladovém testu ve formátu číslo (int)
<b>DataPRED</b>	– slouží pro uložení samotných průběhů křivek před chladovým testem v případě nutnosti dalšího zpracování. Jednotlivé buňky obsahují data ve formátu memo (text větší než 255 znaků)
<b>DataPO</b>	– data tohoto sloupce jsou ve stejném formátu jako sloupec <i>DataPRED</i> , ale obsahuje body křivek naměřených po chladovém testu

- Tep1, Tep2** – tyto sloupce obsahují informace o tepu pacienta před (Tep1) a po (Tep2) chladovém testu ve formátu číslo
- Zesileni1, Zesileni2** – přináší informaci o zesílení signálu před (Zesileni1) a po (Zesileni2) chladovém testu, data v tomto sloupci obsažená jsou ve formátu číslo

ReferencniDatabase	
ID	
IDm1	
IDm2	
Hodnocení	
Poznámka	
Skupina	
Amplituda	
Plocha	
Saturace	
DataPRED	
DataPO	
Tep2	
Tep1	
Zesileni1	
Zesileni2	

**Obr. 9 Referenční databáze**

Hodnocení	
ID	
IDm1	
IDm2	
Hodnocení	
Poznámka	

**Obr. 10 Databáze pro hodnocení**

Výše opsané atributy jsou využívány při tvorbě pravidel pro vyhodnocování záznamu a jsou dostatečné pro prováděné výpočty. Tímto způsobem jsou chráněny osobní údaje pacientů při analýze křivek, neboť jsou v databázi zastoupeny pouze identifikačním číslem pacienta jako součást *IDm1* a *IDm2*. V průběhu hledání vhodných kritérií bylo vybráno 4152 pletysmografických křivek od 519 pacientů (pouze ti pacienti, kteří mají správně naměřeny a detekovatelné křivky pro všechny prsty rukou). Tato databáze (*ReferencniDatabase*) je využívána pouze ve stádiu detekce signifikantních bodů křivek a tvorbě pravidel hodnocení změn amplitudy plochy a saturace.

Při aplikaci databáze pro hodnocení spolu s původní databází stačí pouze atributy *ID*, *IDm1*, *IDm2*, *Hodnocení* a *Poznámka*. Tato databáze obsahuje pouze jednu entitu s názvem *Hodnocení*, kterou je v případě potřeby možné připojit k původní databázi.

Pro připojení k databázi je využíván datový adapter Microsoft.JET.OLEDB.4.0, neboť původní databáze byla vytvořena ve formátu .MDB (Microsoft Access). Databáze by měly být umístěny v kořenovém adresáři programu.

## 6.3 Uživatelské rozhraní

Uživatelské rozhraní bylo vytvořeno v jazyce C# s využitím program SharpDevelop 3.1 (viz. [3], [9]), jehož freeware licence umožňuje i tvorbu komerčního softwaru. Při tvorbě uživatelského rozhraní bylo cílem dosáhnout co největší přehlednosti a jednoduchosti obsluhy. Rovněž jsem se snažila dodržet podobnost s již používaným softwarem. Samotný program lze z grafického hlediska rozdělit na tři části, jimiž jsou kartotéka, část pro vyhodnocení a společná část pro oba předcházející panely.

### 6.3.1 Kartotéka

Kartotéka slouží pro volbu pacienta. Obsahuje rodné číslo, titul, jméno, příjmení, pojišťovna, povolání, zaměstnavatel, dominantní končetina, počet cigaret, zda je pacient kuřák, jestli je pacient cizinec, jaké bere léky, úrazy které prodělal, a jeho ID pro návaznost na další záznamy. V databázi jsou aktuálně podle zadané části rodného čísla, jména nebo příjmení vyhledány příslušné záznamy. V případě, že kterýkoli z parametrů pro vyhledávání nebyl v databázi nalezen, jsou všechny tři pole pro zadávání vyhledávacích parametrů podbarvena červeně a v seznamu pacientů jsou zobrazeny záznamy s největší shodou již zadaného dotazu. Požadovaný záznam je vyhledáván už v průběhu zadávání jednotlivých znaků vyhledávacích parametrů. V případě potřeby má uživatel rovněž možnost seřadit seznam pacientů podle libovolného sloupce jedním kliknutím na jeho hlavičku.

Kartotéka	Vyhodnocení prstu	Celkové hodnocení						
	Rodné_číslo	Příjmení	Jméno	Pojišťovna	Povolání	Zaměstnavatel	Dominantní_končetina	Kuřák
	051031/5555	Pacient	Ctyri				P	N
	051103/0001	Pacient	Ctyricet			DR	P	N
	051103/0005	Pacient	Ctyricetotyri			DI	P	K
	051103/0010	Pacient	Ctyricetdevet			BA	P	N
	051103/0003	Pacient	Ctyricetdva			RJ	P	N
	051103/0002	Pacient	Ctyricetjedna			NR	P	N
	051103/0009	Pacient	Ctyricetosm			SS	P	N
	051103/0006	Pacient	Ctyricetpet			ZR	P	K
	051103/0008	Pacient	Ctyricetsedm			MB	P	N
	051103/0004	Pacient	Ctyricettri			GJ	P	N
	051101/1111	Pacient	Deset			BF	P	N
▶	051031/3333	Pacient	Dva				P	N
	051102/1111	Pacient	Dvacet			BZ	P	N
	051102/5555	Pacient	Dvacetotyri			MV	P	N
	051102/1010	Pacient	Dvacetdevet			AM	P	N
	051102/3333	Pacient	Dvacetdva			ZB	P	N
	051102/2222	Pacient	Dvacetjedna			SI	P	N
	051102/9999	Pacient	Dvacetosm			LV	P	N
	051102/6666	Pacient	Dvacetnet			KI	P	N

Výběr pacienta

Rodné číslo:

Příjmení:

Jméno:

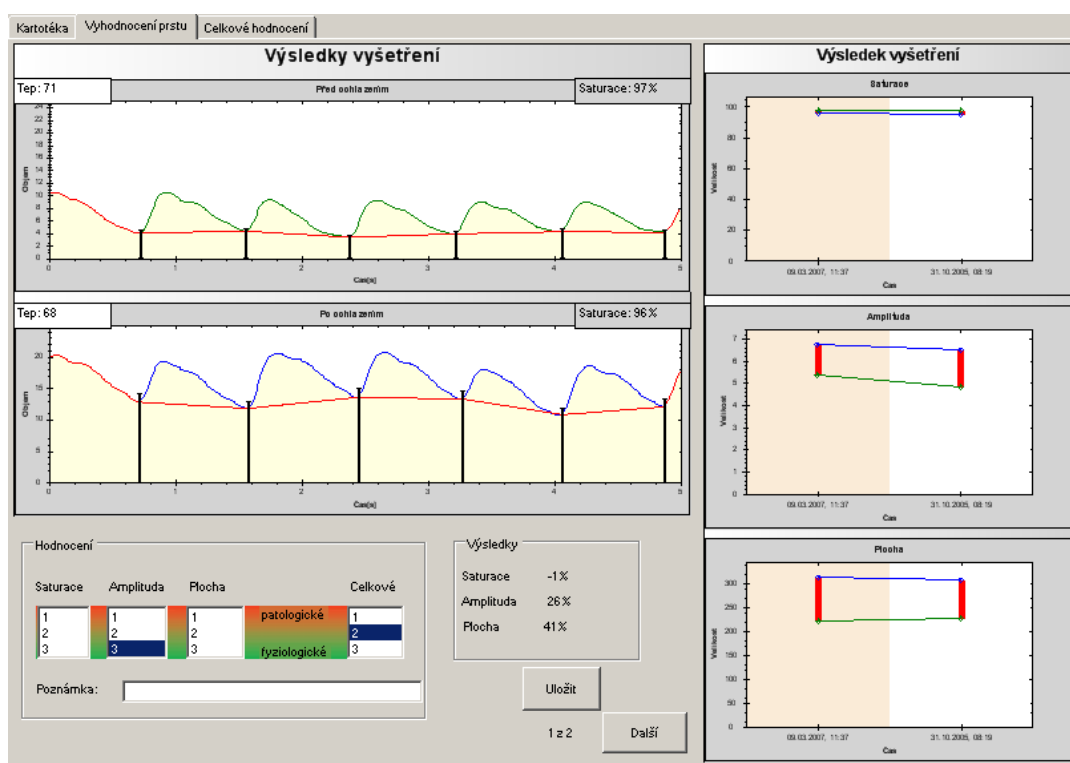
Zobrazit

Obr. 11 Okno kartotéka



### 6.3.2 Vyhodnocení prstu

Tato část zobrazuje grafy naměřených pletysmografických křivek před a po chladovém testu pro jeden prst, datum a čas. Signály naměřené při pletysmografickém vyšetření jsou zobrazeny pod sebou v samostatných grafech, přičemž křivka před chladovým testem má zelenou a po chladovém testu modrou barvu. Dále jsou v tomto grafu zvýrazněny detekované počátky pulsových vln a červeně křivka ohraničující plochu jednotlivých vln. Křivky jsou zobrazeny v reálné velikosti bez aplikace zesílení. Uživatel má v případě potřeby možnost velikost záznamu libovolně měnit. Změna se provádí zatržením zvolené oblasti grafu při stisknutí levém tlačítku myši, kdy zvolená oblast je po puštění zmíněného tlačítka roztažena do celé oblasti grafu. Při kliknutí na graf pravým tlačítkem myši je uživateli zobrazena nabídka pro další funkce grafu (například přepnutí grafu do původní velikosti a zobrazení souřadnic jednotlivých bodů grafu při najetí myši na daný bod). Pro tvorbu grafů byla využita přídatná knihovna ZedGraph.dll (viz. [11]).



Obr. 12 Okno vyhodnocení

Okno vyhodnocení obsahuje také expertní část pro hodnocení záznamů, procentuální změnu sledovaných parametrů a jejich vývoj pro zvolený prst v průběhu všech měření, které pacient absolvoval. Pokud zobrazený záznam doposud nebyl hodnocen lékařem, jsou v expertní části zobrazeny výsledky automatického hodnocení na základě stanovených kritérií, jinak jsou načteny z databáze.

Změna jednotlivých parametrů je sledována v samostatných grafech pro každý z nich. Na vodorovné ose těchto grafů je zachyceno datum a čas pořízení záznamu. Svislým červeným sloupcem je znázorněn rozdíl mezi hodnotou sledovaného parametru před a po chladovém testu, přičemž hranice tohoto sloupce tvoří modrý (hodnota po chladovém testu) a zelený (hodnota před chladovým testem) bod. Poloha tohoto sloupce na svislé ose určuje absolutní hodnotu sledovaného parametru. Protože sledované parametry jsou pouze záznam změny objemu krve v tkáni, nikoli konkrétní hodnota s jednotkou, nemá svislá osa jednotku. V případě, že pacient pro daný prst podstoupil více vyšetření, jsou jednotlivé krajní body sloupců propojeny odpovídající barvou.

Tlačítka „Další“ a „Předchozí“, jež jsou v této části uživatelského rozhraní umístěna, pokud pacient podstoupil opakované vyšetření, slouží k postupnému vykreslování pletysmografických křivek ze všech těchto vyšetření. Ukládání záznamů lze provádět buď stiskem tlačítka „Uložit“ nebo je na tuto funkci uživatel dotázán, pokud provedl změny v expertní hodnotící části.

### 6.3.3 Společná část

Společná část je určena pro výběr prstu dané končetiny, jehož záznam má být zobrazen.

**Obr. 13 Společná část okna**

Pokud je označen v kartotéce libovolný pacient, jsou prsty, pro něž byl v databázi nalezen záznam z jednoho data a času před chladovým testem i po něm, označeny jako aktivní modrou barvou. Aby nedocházelo k výběru prstů, pro něž nebyly nalezeny záznamy, jsou zbarveny šedě a nelze je označit. Společná část obsahuje také informace o zvoleném pacientovi, končetině a prstu, datu a času vyšetření, počtu nalezených záznamů, úspěšnosti ukládání do databáze a další chybová hlášení.

## 7 Zpracování záznamu

Před samotným zpracováním křivek je nejprve nutné načíst je z databáze. Data jsou v databázi kódována jako text, přičemž ASCII hodnota každého znaku tohoto pole odpovídá hodnotě jednoho bodu této křivky. Hodnoty bodů se tedy pohybují v rozmezí od 0 do 255. Po načtení z databáze jsou nejprve souřadnice bodů převedeny na formát double (desetinné číslo) a na výslednou hodnotu je aplikováno zesílení přístroje při měření. Následně jsou vyhledány podle níže popsaných algoritmů signifikantní body křivky nezbytné pro další výpočty.

### 7.1 Analýza naměřených křivek

V databázi jsou uloženy pletysmografické křivky o délce 5 sekund. Vzorkovací frekvence naměřených křivek je 100Hz. Pro standardní křivky zvolená vzorkovací frekvence splňuje Shannon-Kotělníkův teorém, ale zcela odstraňuje vysokofrekvenční složky signálu a v některých případech (šum v signálu) dochází k určitému zkreslení signálu až ke ztrátě informace o průběhu pulzové vlny. Protože cílem této práce nemá být hodnocení tvaru pulzové vlny, ani jejího frekvenčního spektra, je možné přesto tato data použít, je ovšem nutné vyloučit záznamy, u nichž došlo k úplné ztrátě informace. U zbývajících záznamů zůstává informace o amplitudě a ploše zachována v dostatečné míře. Podle tvaru naměřených křivek volíme i postup hledání jednotlivých pulzových vln.

Pro odstranění šumu a následnou detekci signifikantních bodů biologických křivek bývá aplikována vlnová transformace. Jedná se o integrální transformaci, která umožňuje získat časově-frekvenční popis signálu jeho rozkladem na samostatné složky. Křivky uložené v databázi již není nutné dále filtrovat a nejsou vhodné ani pro frekvenční rozbor signálu kvůli výše zmíněnému zkreslení. Z tohoto důvodu byl v této práci zvolen jiný algoritmus detekce.

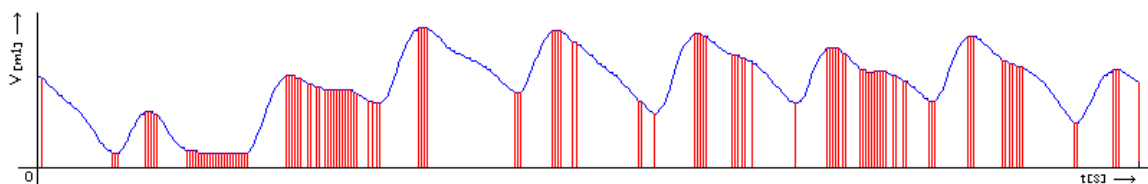
### 7.1.1 Počátek pulzové vlny

Při vyhodnocování pletysmografických křivek zaujímá nejvýznamnější roli správné nalezení počátku pulzové vlny. Za počátek každé pulzové vlny bychom v ideálním případě mohli označit lokální minima grafu. Lokální extrémy (lokální maximum a lokální minimum) lze nalézt např. jako stacionární body první derivace funkce  $f(x)$ .

$$\text{extrém } f(x) : f'(x) = 0; \forall x \in R$$

7.1

Tento přístup ovšem nelze použít, neboť součástí některých pulsových vln jsou rovněž dikrotické zářezy. Zároveň při tomto přístupu byly detekovány několikanásobné extrémy pro vedle sebe ležící body se stejnou hodnotou.



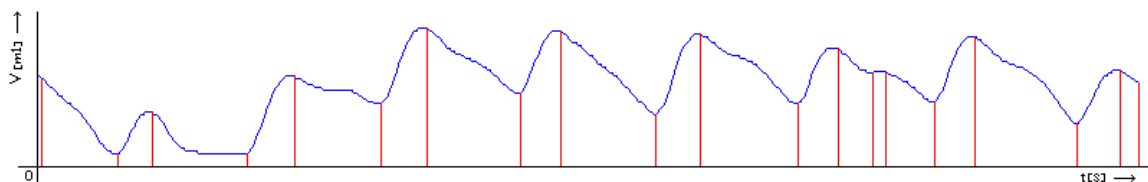
Obr. 14 Nulové body první derivace grafu

Další možnost nalezení počátku pulzové vlny představuje detekce její anakrotické části. Hledáme tedy počátek vzestupu funkce nebo konec poklesu funkce.

$$\min f(x) : f(x-1) \geq f(x); \forall x \in R$$

$$\max f(x) : f(x-1) \leq f(x); \forall x \in R$$

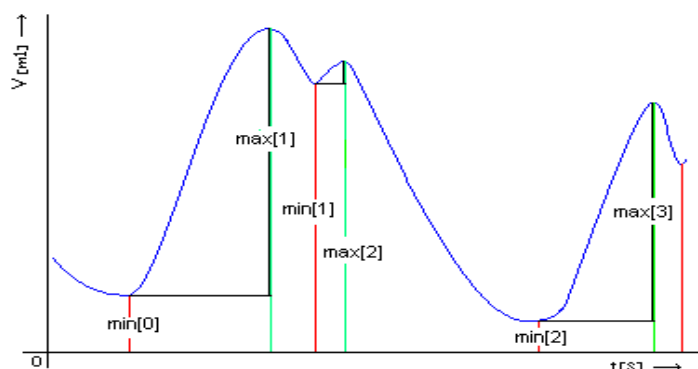
7.2



Obr. 15 Extrémy nalezené druhým algoritmem

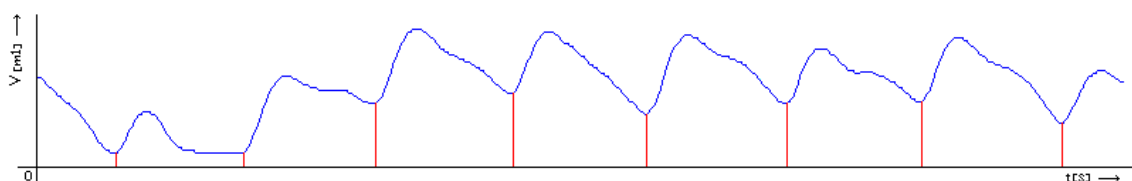
Touto metodou jsme již poměrně přesně detekovali extrémy pletysmografické křivky, stále jsme ovšem nerozlišili počátky pulsových vln a dikrotického zářezu. K další falešné detekci extrému dochází na počátku a na konci grafu. Abychom mohli vyloučit falešně detekované extrémy je potřeba zohlednit další kritéria. Každá pulsová vlna musí začínat minimem a také jím končit. Zároveň platí, že procentuální rozdíl mezi detekovaným maximem pulsové vlny a jejím dikrotickým zářezem musí být větší než 0.35 (stanoveno experimentálně).

$$\min f(x) : \frac{f(x_{\min}[i]) - f(x_{\max}[i+1])}{f(x_{\min}[i+1]) - f(x_{\max}[i+2])} > 0.35 ; \forall i \in N \wedge \forall x_{\min} \in N \wedge \forall x_{\max} \in N \quad 7.3$$



**Obr. 16 Detekce dikrotického zářezu**

Tento vzorec lze také interpretovat tak, že amplituda pulsové vlny musí být větší než 35% amplitudy předcházející vlny, jinak se jedná pouze o dikrotický zářez.



**Obr. 17 Extrémy nalezené při uplatnění všech navržených pravidel**

Jak je patrné z Obr. 17, byly v běžném záznamu spolehlivě nalezeny počátky všech pulsových vln bez falešných detekcí, přesto je nutné vzít v úvahu, že každá křivka může začít ve své libovolné části a její průběh bývá zkreslen řadou rušení.

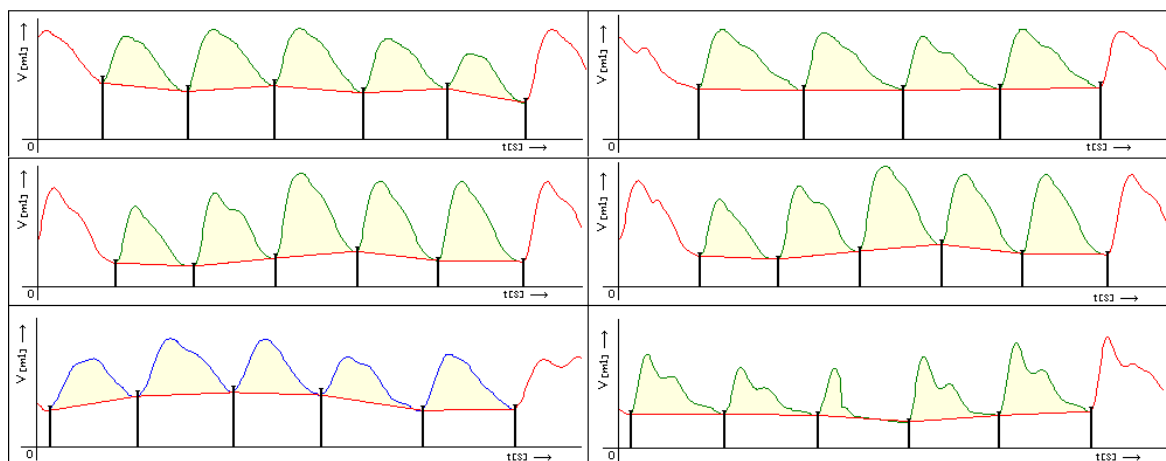
Pokud první nalezený extrém analyzované křivky je lokální minimum, nelze určit, zda se jedná o skutečný počátek pulsové vlny, nebo pouze o bod ležící na její anakrotické části. Tyto body jsou tedy z množiny počátků pulsových vln vyloučeny.

Platí:

```
If (min[0]<max[0]) prvni = 1;
else prvni = 0;
```

Zadané pravidlo uplatňujeme ještě před samotnou eliminací dikrotických zářezů. Opět ani toto opatření není pro správnou analýzu křivky dostačující, protože počátek zaznamenané křivky nelze vyhodnotit navrženým algoritmem pro eliminaci dikrotických zářezů, proto byla stanovena další rozšiřující pravidla detekce počátků pulsových vln.

Při velmi nestandardních průbězích pletysmografických křivek mohou nastat případy, kdy výška dikrotického zářezu je velmi blízká amplitudě pulsové vlny. Podobný úkaz v křivce pozorujeme i v důsledku pohybových artefaktů, ztráty dat při vzorkování a jiného rušení. Zmíněné problémové křivky jsou zobrazeny na Obr. 19 již se správnou detekcí. Body, u nichž docházelo k chybě, jsou vyznačeny šipkou.



**Obr. 18 Příklady počátků pulsových vln – se správnou detekcí**

Zpřesnění detekčního algoritmu bylo realizováno zavedením proměnné  $T$ , která představuje průměrnou délku trvání jedné pulsové vlny. Předpokládejme, že všechny pulsové vlny v průběhu jednoho měření na jednom prstu by měly mít přibližně stejnou velikost. Pak, pokud známe hodnotu  $T$ , můžeme s jistotou určit i délku trvání  $t$  každé jednotlivé pulsové vlny v záznamu.

$$T = f_{vz} \frac{60}{tep}; tep \neq 0 \quad 7.4$$

$T$       průměrná délka trvání jedné pulsové vlny  
 $tep$     počet detekovaných pulzů za minutu  
 $f_{vz}$     vzorkovací frekvence

pokud  $\text{tep}=0$ :

$$T = \frac{\min[j-1] - \min[0]}{j-1} \quad 7.5$$

$j$  počet detekovaných minim

$\min[]$  pole všech detekovaných minim

pro všechny  $t$  pak platí:

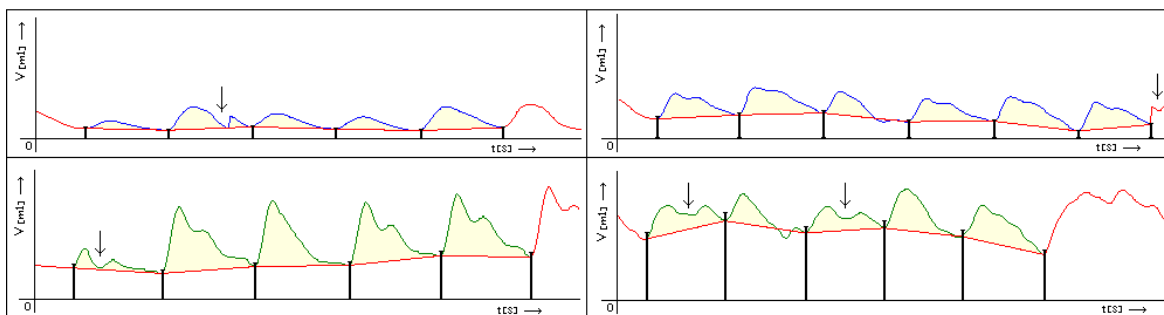
$$\forall t \in \langle T-x, \infty \rangle \subset R \quad 7.6$$

$x$  tolerance délku trvání pulsové vlny

$t$  délku trvání pulsové vlny

Zvolený interval je zleva otevřený, protože cílem tohoto algoritmu má být eliminace falešně detekovaného počátku nikoli hledání nových. Parametr  $x$  byl zvolen experimentálně  $x=0.65$ . Při uplatňování tohoto kritéria musíme brát v úvahu řadu proměnných.

Pokud je námi vyhodnocované lokální minimum první v pořadí a délka trvání vlnky  $t$  leží s požadovanou tolerancí v blízkosti průměrné délky pulsových vln  $T$ , je toto lokální minimum i po něm následující uloženo do pole počátků pulsových vln. V opačném případě mohou nastat dvě situace – buď byl detekován pouze dikrotický zářez předcházející vlny, nebo se jedná o první část samostatné vlny, která byla rozdělena, ale je v záznamu celá zachycena. Abychom o tomto mohli rozhodnout, posuzujeme opět podle stanoveného kritéria detekovanou vlnu číslo dvě. V případě, že splňuje zadané kritérium, první vlnka je pouze dikrotický zářez, můžeme ji z dalších výpočtů vyloučit a zaznamenat si první dva počátky – krajní body vlny číslo dvě. Pokud se jedná o rozdělenou vlnu, označíme jako počátky první a třetí nalezené lokální minimum. Když jsou hranice první pulsové vlny vymezeny, u každé následující hledáme pouze její konec. Opět určíme délku trvání aktuálně posuzované vlny. Jestliže je menší než 60% průměrné délky trvání vln  $T$  v záznamu, porovnáme vlnu jí předcházející s vlnou následující a s menší z nich posuzovanou vlnku sloučíme.



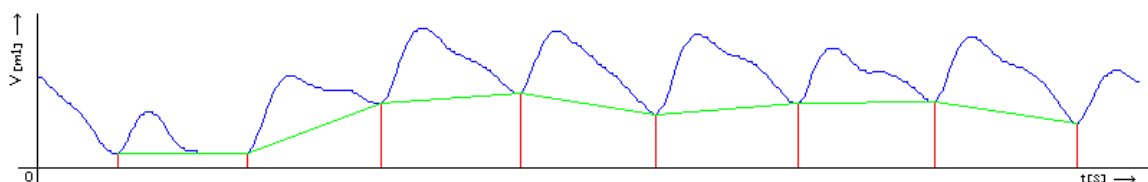
**Obr. 19 Příklady průběhů pulsových vln – se správnou detekcí**

Aplikací všech popsaných pravidel je možné, i přes velkou variabilitu pletysmografických křivek a případné rušení v nich obsažené, poměrně přesně detekovat počátky pulsových vln. V některých extrémních případech, například při úplném rozkladu křivky nebo uvolnění měřicí sondy, selhávají i výše navržené algoritmy.

## 7.2 Korekce grafu

Naměřený pletysmografický záznam může být zatížený několika chybami vzniklými při měření (jednou z nich je například pohyb pacienta). V důsledku působení těchto artefaktů se mění střední úroveň naměřeného signálu. V případě, že bychom pro výpočet amplitudy signálu nebo plochy pod pulsovou vlnou použili měřené hodnoty bez předchozí úpravy, ztratily by tyto výsledky vypovídací charakter. Pro ukázkou korekce takového kolísání pletysmografické křivky použijeme předchozí ukázkou záznamu pulsové vlny.

Pro korekci signálu jsme použili korekční úsečky, jejichž krajní body tvoří již dříve nalezené počátky pulzových vln.



**Obr. 20 Graf s korekčními úsečkami**

Pro každou takovouto úsečku platí:

$$P(x, y) : y(x) = k \cdot x + b; \quad k, b, x \in R \quad 7.7$$

Kde  $k$  je směrnici této úsečky (přímky) a  $b$  je posunutí. Protože známe krajní body těchto úseček ( $A[x_1, y_1]$ ,  $B[x_2, y_2]$ ), můžeme zjistit hodnotu směrnice i posunutí podle následujících vzorců:

$$k = \frac{y_1 - y_2}{x_1 - x_2}; \quad x_1, x_2, y_1, y_2 \in R$$

$$b = \frac{y_2 \cdot x_1 - y_1 \cdot x_2}{x_1 - x_2}; \quad x_1, x_2, y_1, y_2 \in R \quad 7.8$$

Takto vypočtené body jsou následně odečteny od původně naměřených hodnot, čímž dochází ke korekci grafu na požadovanou úroveň. V okrajových úsecích grafu, pro něž nelze spočítat korekční úsečka, neboť jim chybí jeden krajní bod, je odčítána celá naměřená hodnota a tato část grafu se touto metodou vylučuje z dalších výpočtů.



## 8 Výpočet sledovaných parametrů pulzové vlny

Sledovanými parametry pulzových vln je amplituda, plocha pod pulzovou vlnou a saturace před a po chladovém testu. Nejprve tyto parametry musíme zjistit pro jednotlivé naměřené křivky. Protože výchylka křivky v čase je bezrozměrné číslo, je následně posouzen vzájemný vztah hodnoty daného parametru před a po chladovém testu. Při správné detekci počátků pulsových vln nejsou vypočtené výsledky závislé na tepové frekvenci pacienta a tedy ani na počtu pulsových vln v průběhu měření.

### 8.1 Amplituda

Amplitudu daného pletysmografického záznamu vypočteme jako sumu všech amplitud  $x_{\max}$  jednotlivých pulsových vln, poté co je na jednotlivé pulzové vlny aplikována korekční úsečka. Souřadnice bodu  $x_{\max}$  hledáme jako maximum úseku mezi dvěma nalezenými minimy.

$$x_{\max} : \forall x \in \langle x_{\min}[i], x_{\min}[i+1] \rangle \leq x_{\max}[i]; \quad i \in \langle 1, n-1 \rangle \subset N \quad 8.1$$

Pokud máme označena všechna maxima jednotlivých pulsových vln, velikost amplitudy spočítáme pomocí následujícího vzorce:

$$A = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} x_{\max}[i]}{n-1} \quad 8.2$$

A      průměrná amplituda

$x_{\max}[i]$     aktuální amplituda

n      počet nalezených počátků pulzových vln

## 8.2 Plocha pod pulzovou vlnou

Průměrnou plochu pod pulzovými vlnami daného pletysmografického záznamu určíme tak, že nejprve stanovíme součet ploch pod jednotlivými pulzovými vlnami a následně jej vydělíme počtem vln. Před samotným výpočtem jsou opět na graf aplikovány korekční úsečky.

$$P = \frac{\sum_{i=0}^{n-1} \int_{x_{\min}[i]}^{x_{\min}[i+1]} f(x) dx}{n-1} \quad 8.3$$

P	průměrná plocha pod jednou pulzovou vlnou
f(x)	funkční hodnota grafu v bodě x
$x_{\min}[i]$	x souřadnice počátku pulzové vlny
$x_{\min}[i+1]$	x souřadnice konce pulzové vlny
n	počet nalezených počátků pulzových vln

## 8.3 Saturace

K určení saturace krve kyslíkem při daném měření stačí tuto informaci načíst přímo z databáze, neboť je zaznamenávána při vyšetřování pacienta. Sloupec Saturace je umístěn v tabulce Měření. Saturace je udávána v procentech.

## 8.4 Změna sledovaných parametrů

Námi sledované parametry jsou pouze záznam změny objemu krve v tkáni, nikoli konkrétní hodnota s jednotkou. Abychom určili rozdíl mezi nimi a zároveň mohli sledovat tendenční vývoj stavu pacienta v průběhu několika po sobě následujících vyšetření, je vždy stav sledovaného parametru před chladovým testem (pokojová teplota) označena jako 100% a hodnota naměřená po chladovém testu jako odpovídající procentuální část z předchozí hodnoty.

před chladovým testem	$X \dots\dots\dots 100\%$	
po chladovém testu	$Y \dots\dots\dots Z\%$	
	$Z = 100 * \frac{Y}{X}$	
% po chladovém testu		8.4

Rozdíl mezi těmito hodnotami stanovíme jako *Z-100*. Výsledek představuje, o kolik procent se změnila hodnota po chladovém testu od hodnoty před chladovým testem. Pokud je výsledná hodnota kladná, po chladovém testu byly zjištěny větší hodnoty sledovaných údajů, než před chladovým testem. Naopak při záporném výsledku byl zaznamenán pokles sledovaného parametru po chladovém testu. Aby nedocházelo ke kolapsu programu v důsledku dělení nulou, je tento případ ošetřen příslušnými podmínkami.

Ukázka zdrojového kódu programu:

```
if(pacient[(i-1)*5+j-1][k].pred.amplituda !=0)
    if((pacient[(i-1)*5+j-1][k].po.amplituda !=0))
        pacient[(i-1)*5+j-1][k].amplituda=
(int)(pacient[(i-1)*5+j-1][k].po.amplituda/pacient[(i-1)*5+j-1][k].pred.amplituda)*100-100;
        else pacient[(i-1)*5+j-1][k].amplituda=-100;
else    pacient[(i-1)*5+j-1][k].amplituda=0;
pacient[(i-1)*5+j-1][k].saturace=
(int)(pacient[(i-1)*5+j-1][k].po.saturace-pacient[(i-1)*5+j-1][k].pred.saturace);
if(pacient[(i-1)*5+j-1][k].pred.plocha !=0)
    if(pacient[(i-1)*5+j-1][k].po.plocha !=0)
        pacient[(i-1)*5+j-1][k].plocha=
(int)((pacient[(i-1)*5+j-1][k].po.plocha/pacient[(i-1)*5+j-1][k].pred.plocha)*100)-100;
        else pacient[(i-1)*5+j-1][k].plocha=-100;
else    pacient[(i-1)*5+j-1][k].plocha=-0;
```

## 9 Naplnění referenční databáze

Aby bylo možné stanovit diagnózu podle změny amplitudy, plochy, nebo saturace, je nezbytné stanovit hraniční hodnoty těchto parametrů pro jednotlivé stavy pacienta. Za tímto účelem by bylo vhodné roztrždit pacienty podle stanovené diagnózy do potřebného počtu skupin.

Po konzultaci s klinikou pracovního a preventivního lékařství Fakultní nemocnice Ostrava bylo rozhodnuto dělit pacienty do tří skupin:

- 1) hyperreaktivita
- 2) lehká hyperreaktivita
- 3) bez hyperreaktivity

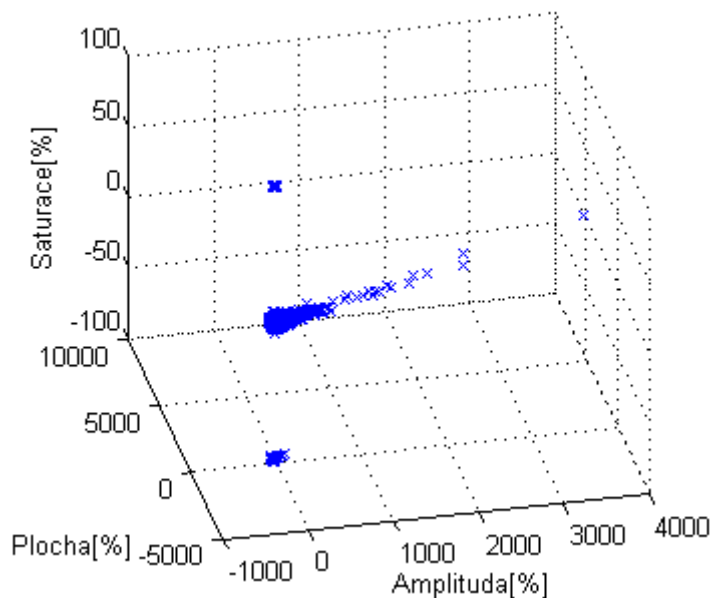
Sledované parametry v jednotlivých skupinách by pak podle původního předpokladu měly inklinovat k určitým hodnotám. Protože takovéto členění pacientu v praxi není využíváno a současná databáze je příliš rozsáhlá, byl nejprve stanoven předpoklad, že pacienti s kladnou změnou sledovaných parametrů po chladovém testu nevykazují žádné nefyziologické změny a následně vyhledány záznamy pacientů se zápornou změnou sledovaných parametrů. Tak bylo v přijatelném objemu pacientů zajištěno zastoupení všech tří skupin.

### 9.1 Kritéria hodnocení

U každého pacienta je možné provádět náraz měření na prstech 2-5 všech končetin a toto vyšetření podstupuje pacient mnohdy opakovaně. Navíc se tato práce zabývá třemi nezávislými parametry pulzové vlny. Automatické hodnotící systémy se zabývají posuzováním jednotlivých takto získaných dat. Naproti tomu v praxi lékař hodnotí celkový stav pacienta na základě souhrnu údajů z těchto měření. Aby bylo možné určovat celkový stav pacienta automaticky, je nutné stanovit vztah mezi dílčími a konečnou diagnózou. Nejprve byly z hodnocení vyloučeny křivky naměřené na dolních končetinách, protože měření na DKK bývá prováděno jen zřídka a nemá velkou vypovídací hodnotu o stavu cév pacienta. Pro zařazení pacienta do příslušné skupiny bylo stanoveno nejpřísnější kritérium, tedy nejhoršího výsledku všech měřených prstů HKK.

## 9.2 Analýza rozložení vypočtených parametrů

Na základě rozboru rozložení vypočtených parametrů jsme ověřili, že není možné použít metodu shlukové analýzy pro stanovení diagnózy. Pokud se snažíme popsat stav pacienta jako objekt, definovaný třemi příznaky (změna amplitudy, plochy a saturace), vznikne trojrozměrný graf. V něm je sice patrné rozložení do tří skupin - shluků, ale z detailního průzkumu vyplývá, že toto dělení vzniklo pouze jako výsledek variability změny saturace. Ta ve většině případů nabývá hodnot -25 až 25, měření odpovídající nulové saturaci před nebo po chladovém testu se pak nalézala v rozmezí 90 až 100 a -90 až -100. Protože se výpočtem změny saturace ztrácí informace o její absolutní hodnotě, může být toto dělení do shluků bráno pouze jako podpora při stanovování diagnózy, ale k samotnému zařazení nestačí.



Obr. 21 Rozložení dat

Amplituda a plocha mají ve sledované oblasti (změna 0 až -100%) normální rozložení, přičemž četnost výskytu jednotlivých změn exponenciálně klesá. V takovém rozložení nelze nalézt přirozené shluky.

### 9.3 Souvislost sledovaných parametrů s klinikou pacienta

Pro stanovení hraničních hodnot sledovaných parametrů jsme zvolili 10 nejčastěji posuzovaných obtíží u pacientů podstupujících pletysmografické vyšetření.

Posuzovanými obtížemi byly:

- 1) **parestezie** - ano/ne
- 2) **bolesti HKK pokojová teplota** – ano/ne
- 3) **pocit chladu** (bolest v chladu) – ano/ne
- 4) **omezený cit** - ano/ne
- 5) **vypadávání předmětů** – ano/ne
- 6) **barevné změny** – B/F/M/ne (bělení/fialovění-modráni/mramorová kůže/není)
- 7) **Raynardův syndrom** – ano/ne
- 8) **EMG** – ano (L-lehká,S-středně těžká,T-těžká, N-neurčena závažnost)/ne
- 9) **NzP** – ano/ne
- 10) **jiné potíže** - bolesti kloubů, otoky, křeče, úrazy, nehojení bércových vředů, záněty

Byl vytvořen soubor 440 pacientů, u nichž jsme v kartotéce dohledali výše zmíněné obtíže a porovnali je s vypočtenou změnou amplitudy, plochy a saturace. Pouze tato zvolená kritéria nebyla dostačující pro prokázání souvislosti mezi stavem pacienta a změnou posuzovaných parametrů. Tento jev mohl být způsoben nesprávným vyplněním obtíží pacientem. Z tohoto důvodu jsme kritéria pro členění pacientů do skupin dále rozšířili.

Hranici mezi zvolenými skupinami bylo možno stanovit až na základě expertního posouzení celého chorobopisu lékařem. Při porovnání sledovaných parametrů zcela zdravého pacienta, pacienta s potížemi a osob pracujících s vibracemi vyplynulo toto dělení pro změnu amplitudy:

- |                          |                 |
|--------------------------|-----------------|
| 1) hyperreaktivita       | -60% > A        |
| 2) lehká hyperreaktivita | -30% < A > -60% |
| 3) bez hyperreaktivity   | A > -30%        |

Z takto vyhodnocených záznamů byla patrná i souvislost mezi pacienty pracujícími s vibracemi a změnou amplitudy po chladovém testu, jenž nabývala hodnot menších než -50%.

Souvislost mezi změnami plochy a saturace po chladovém testu nebylo možné ani při zohlednění celého chorobopisu pacienta nalézt, proto se tato práce dále soustředí pouze na změny amplitudy.

## 10 Vyhodnocování naměřených křivek

Výsledky automatického hodnocení spolu s křivkami uloženými v databázi a maximem dostupných údajů týkajících se zdravotního stavu pacienta je potřeba prezentovat lékaři. Ten pak na jejich podkladě může stanovit konečnou diagnózu.

### 10.1 Informace o naměřených křivkách

Pro posouzení stavu konkrétního prstu dané končetiny zvoleného pacienta má lékař k dispozici graf pletysmografické křivky naměřené před chladovým testem a hned pod ním i graf získaný po chladovém testu. V obou těchto grafech jsou vyznačeny počátky pulsových vln a korekční křivky. Podle těchto grafů může lékař vyhodnotit tvar křivky i správnost algoritmu pro detekci počátků pulsových vln.

Vypočtená změna průměrné amplitudy, plochy pod jednou pulzovou vlnou a saturace je umístěna uprostřed pracovního okna programu. Hodnota těchto parametrů je uvedena v procentech. V levé části okna se nachází graf vývoje sledovaných parametrů v průběhu jednotlivých vyšetření, které pacient absolvoval. Vývoj každého sledovaného parametru je zobrazen v samostatném grafu. Plocha pod sloupcem aktuálně zobrazeného vyšetření je zvýrazněna oranžově oproti podkladu zbylých sloupců (zůstává bílý). Z tohoto grafu lze určit, zda se stav pacienta v průběhu vyšetření výrazně měnil, nebo zůstával konstantní. Rovněž má lékař možnost z něj vyčíst absolutní hodnotu sledovaných parametrů.

### 10.2 Oblast hodnocení

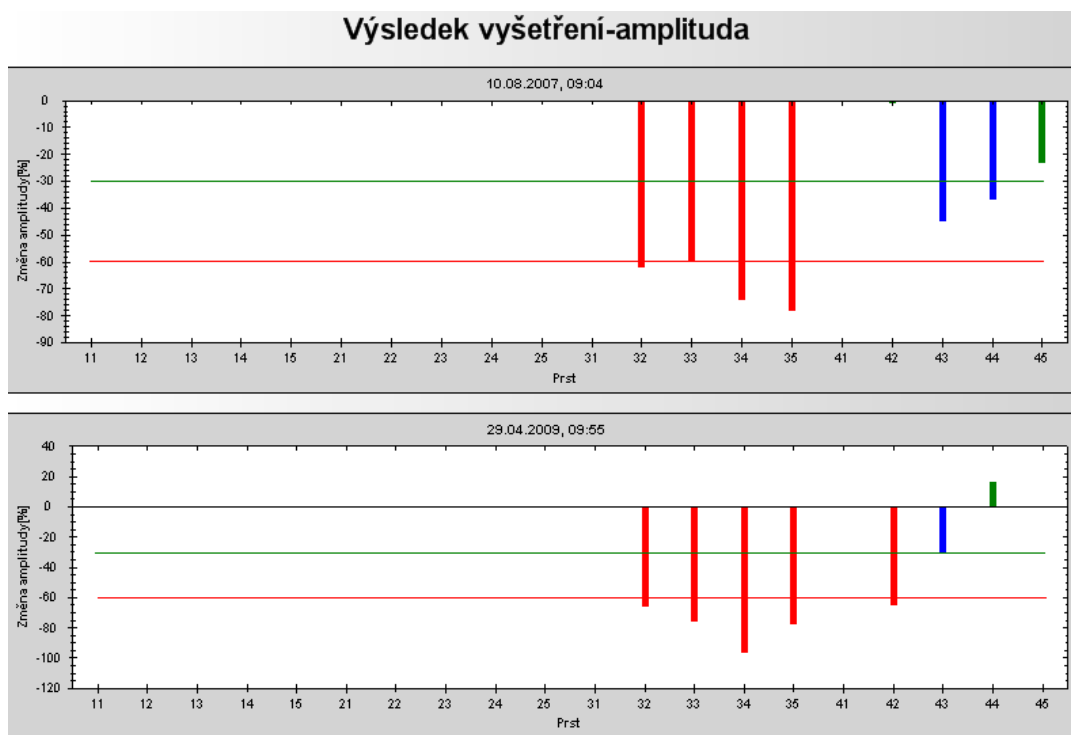
Pro hodnocení záznamů vyšetřujícím lékařem byla vytvořena zvláštní sekce programu. Hodnocení záznamu se provádí nastavením hodnoty čtyř ListBoxů - jeden k hodnocení saturace, druhý amplitudy, třetí plochy pod pulzovou vlnou a čtvrtý pro celkové hodnocení stavu pacienta. Každému parametru lze nastavit hodnotu 1 až 3, kde 1 reprezentuje pacienta s těžkým onemocněním, naopak 3 je určeno pro označení zcela fyziologického nálezu. Pokud chce lékař k číselnému hodnocení přidat textový komentář, má k dispozici textové pole. V těchto ListBoxech jsou již zobrazeny výsledky automatického hodnocení.

### 10.3 Porovnání stavu jednotlivých prstů

Celkové výsledky pro vypočtené změny amplitudy (parametr, pro který jsme určili vztah k diagnóze) mohou být uživateli zobrazeny při přepnutí na záložku Celkové hodnocení. Zaznamenané výsledky jsou odlišeny barevně podle hodnocení dané změny.

- 1) **červená** - hyperreaktivita
- 2) **modrá** - lehká hyperreaktivita
- 3) **zelená** – bez hyperreakivity

Popis vertikální osy odpovídá změně amplitudy a je uveden v procentech. Na horizontální ose je zachycen číselný kód prstu odpovídající značení z databáze viz. Tab. 4. Pořadí zobrazovaných prstů také odpovídá pořadí výběru prstů ve společné části okna. Hranice jednotlivých diagnóz je barevně zvýrazněna (-60 červeně, -30 zeleně). Z tohoto okna lze vyčíst, kolik prstů odpovídá dané diagnóze, rovněž u pacienta, který absolvoval více vyšetření, může uživatel porovnat vývoj stavu jednotlivých prstů.



**Obr. 22 Velikost amplitudy pro každý prst**



## 10.4 Statistické hodnocení výsledků

Všechny vypočtené údaje uložené v referenční databázi byly rozděleny do skupin podle jednotlivých dílčích diagnóz každého prstu a celkových diagnóz pacienta viz. Tab. 5.

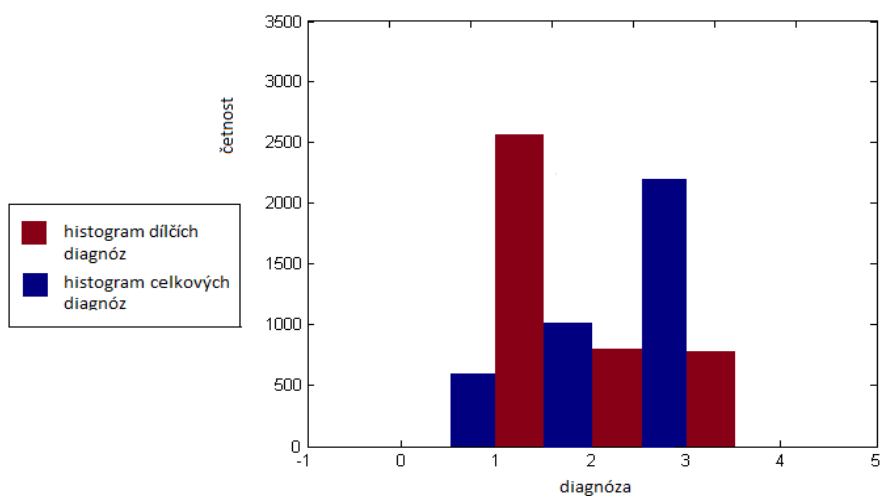
diagnóza		křivky		pacienti	
		počet	%	počet	%
dílní diagnóza	1	693	16.69	316	60.88
	2	1139	27.43	392	75.53
	3	2320	55.88	466	89.79
celková diagnóza	1	2528	60.89	316	60.88
	2	816	19.65	102	19.65
	3	808	19.46	101	19.43
celkový počet		4152		519	

**Tab. 5 Statistické hodnocení výsledků**

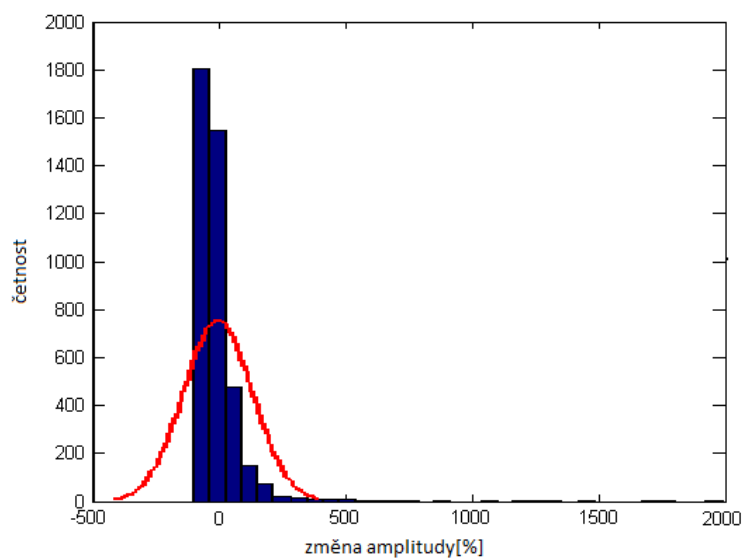
Z této tabulky je patrný dopad kritéria hodnocení, které zohledňuje pouze jeden nejhorší výsledek ze všech posuzovaných prstů. Přesto, že četnost dílčí diagnózy se zvyšující závažností klesá přibližně o polovinu, naopak počet nejzávažnějších celkových diagnóz je zhruba trojnásobek diagnózy fyziologické. Počet pacientů s dílčí diagnózou 1 odpovídá počtu pacientů s celkovou diagnózou 1, což je způsobeno zvoleným kritériem pro určení celkové diagnózy. Naopak dílčí diagnóza 3 se vyskytla u 89.79% posuzovaných pacientů i když celková diagnóza 3 byla stanovena pouze u 19.43%.

Pro stanovení, zda je vhodné brát v úvahu pouze nejhorší výsledek ze všech prstů nebo by bylo vhodné zohlednit více měření, je potřeba dlouhodobého porovnávání diagnózy lékaře s automatickým hodnocením. Hodnocení podle nejhoršího výsledku může být značně zkresleno v případě, že měření proběhne nekorektně, například v důsledku odpojení senzoru v průběhu snímání. Takové chyby by bylo možné vyloučit například porovnáním výsledku pro daný prst, pokud pacient absolvoval více vyšetření.

Na Obr. 23 je pak toto rozložení znázorněno graficky. V histogramu diagnóz je jasně patrný nepoměr mezi zastoupením dílčí diagnózy dané závažnosti a odpovídající celkové diagnózy, který je způsoben dříve zmíněným pravidlem pro stanovení celkové diagnózy. Obr. 23 pak zobrazuje zastoupení jednotlivých procentuálních změn amplitudy.



**Obr. 23 Histogram diagnóz**



**Obr. 24 Histogram s distribuční funkcí pro změny amplitudy**

K zhodnocení úspěšnosti vytvořeného systému je potřeba dodat lékařské diagnózy zvolených křivek. Za tímto účelem byl v databázi vytvořen prostor ve sloupci Hodnocení.

## 11 Závěr

Pletysmografické vyšetření je důležitou součástí vyšetřování pacientů v oboru pracovní medicíny. Jeho hlavní předností je snadná realizovatelnost a možnost provádět jej neinvazivně s minimální zátěží pacienta. Pro získání validních informací bývá pletysmografické vyšetření rozšířeno o tzv. chladový test, čímž vzrůstá časová náročnost vyšetření, ale především jeho vypovídací schopnost. Rozdíly pletysmografických křivek před a po chladovém testu užíváme ke stanovení stupně poškození periferních cév pacienta.

V této práci byla zpracována již existující databáze naměřených pletysmografických křivek. Záznamy pocházely z pracoviště kliniky pracovního a preventivního lékařství Fakultní nemocnice Ostrava od zdravých i nemocných jedinců trpících například nemocemi z vibrací. Z důvodu ochrany osobních údajů pacientů byly z této databáze odebrány jména a rodná čísla, křivky byly vyhodnocovány pouze na základě ID typu auto increment. Rozsah a variabilita obsahu této databáze umožnila vytvoření dostatečně velkých množin referenčních křivek pro každou skupinu diagnóz. Po načtení jednotlivých záznamů bylo zjištěno, že při zvolené vzorkovací frekvenci signálu dochází ke zkreslování jejich průběhu. Protože parametry vyhodnocované v této práci zůstaly zachovány, bylo možné tyto křivky zpracovat.

Po zanalyzování průběhů pletysmografických křivek byly navrženy algoritmy pro detekci počátků pulsových vln. Jejich přesnost byla ověřena aplikací na široké skupině záznamů. Přesto u křivek s velmi nestandardním průběhem, zkresleným například pohybem pacienta, uvolněním sondy nebo úplným rozkladem křivky, nelze správnost jeho výsledků určit. Proto byla vybrána pro zařazení referenční skupina 4152 záznamů od 519 pacientů s vhodným průběhem křivek.

Na základě expertního úsudku lékařem, vycházejícího z vypočtených hodnot změny amplitudy, plochy a saturace v závislosti na klinice pacienta, byly stanoveny tři skupiny a hranice mezi nimi pouze pro hodnocení změn amplitudy. Souvislost mezi změnou plochy a saturace nebyla nalezena.

Výsledkem této práce bylo vytvoření aplikace pro přehledné srovnávání změn pletysmografické křivky před a po chladovém testu. Tato aplikace je rozšířena o automatický návrh hodnocení celkového stavu pacienta i aktuálně zvoleného prstu. Navržený software může přispět k rozhodnutí o stavu pacienta, ale jako samostatný hodnotící prvek nestačí.

Pro získání přesnějších výsledků by bylo vhodné využít spolu s nově stanoveným hodnocením i kritéria, navržená již dříve pro hodnocení tvaru pulsových vln. Rovněž je možné dále zpřesnit váhu jednotlivých dílčích diagnóz každého prstu pro určení celkového stavu pacienta. Přesnost automatických vyhodnocovacích systémů by se také zvýšila, kdyby pro další zpracování byly naměřeny záznamy s vyšší vzorkovací frekvencí. Algoritmus, navržený na základě těchto kritérií by už mohl tvořit kvalitní základ standardizovaného posuzování stavu periferních cév.

## Použitá literatura

- [1] HERINGOVÁ, Blanka; HORA, Petr: MATLAB Díl I. - Práce s programem, Praha: H-S, 1995. 147 s
- [2] IMRAMOVSKY, Martin; KOBZA, František; PENHAKER, Marek; TIEFENBACH, Petr: Lékařské diagnostické přístroje, 1. Vyd., VŠB – TUO, Ostrava, 2004, ISBN: 80-248-0751-3
- [3] KENT, Jeff: Visual C# 2005 bez předchozích znalostí Průvodce pro samouky, Brno: Computer Press, 2007
- [4] MELOUN, Milan; MILITKÝ, Jiří: Kompendium statistického zpracování dat, 1. vyd., Academia, 2002, 766 stran, ISBN 80-200-1008-4
- [5] MOHYLOVÁ, Jitka; KRAJČA, Vladimír: Zpracování signálů v lékařství, 1. Vyd Žilinská universita, 2005, ISBN 80-8070-341-8
- [6] PENHAKER, Marek: Vývoj metody pro systematickou diagnostiku kondice cévního systému s využitím informace pletysmografického záznamu, Ostrava, 2000, Diplomová práce VŠB – TUO, Vedoucí diplomové práce: Pokorný, Miroslav
- [7] SEMKOVIČ, Jan: Snímání saturace krve kyslíkem, telemetrický přenos a zobrazení informace na PC, Ostrava, 2002 Diplomová práce VŠB – TUO, Vedoucí diplomové práce: Penhaker, Marek
- [8] SEMKOVIČ, Jan: Vývoj metody pro systematické hodnocení hypertenzní reakce cévního systému při pletysmografickém vyšetření horních končetin Ostrava, 2008 Diplomová práce VŠB – TUO, Vedoucí diplomové práce: Pokorný, Miroslav
- [9] URL: <<http://www.icsharpcode.net/OpenSource/SD/>> [cit. 2010-4-20]
- [10] URL: <<http://www.oximeter.org/>> [cit. 2010-4-20]
- [11] URL: <[http://zedgraph.org/wiki/index.php?title=Main\\_Page](http://zedgraph.org/wiki/index.php?title=Main_Page)> [cit. 2010-4-20]

## **Seznam příloh**

Příloha I Shluková analýza – Cluster Analysis

Příloha II Vztah kliniky a sledovaných parametrů

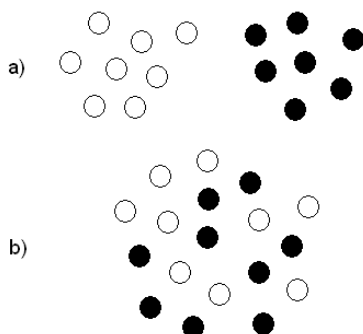
Příloha III Příklad vyhodnocené křivky

Příloha IV Chyby detekce

Příloha V Obsah CD

## Příloha I Shluková analýza – Cluster Analysis

Je příznakově orientovaná metoda učení bez učitele, která je využívána k identifikaci zkoumaných objektů na základě jejich podobnosti. Data – objekty jsou popsány rozměrnými příznaky. Shluková analýza hledá přirozenou strukturu dat a jejím úkolem je rozřídění zkoumaného souboru objektů do homogenních tříd. Nevýhoda shlukové analýzy spočívá v tom, že neumožňuje on-line klasifikaci. Nelze shlukovat objekty, které teprve přijdou.



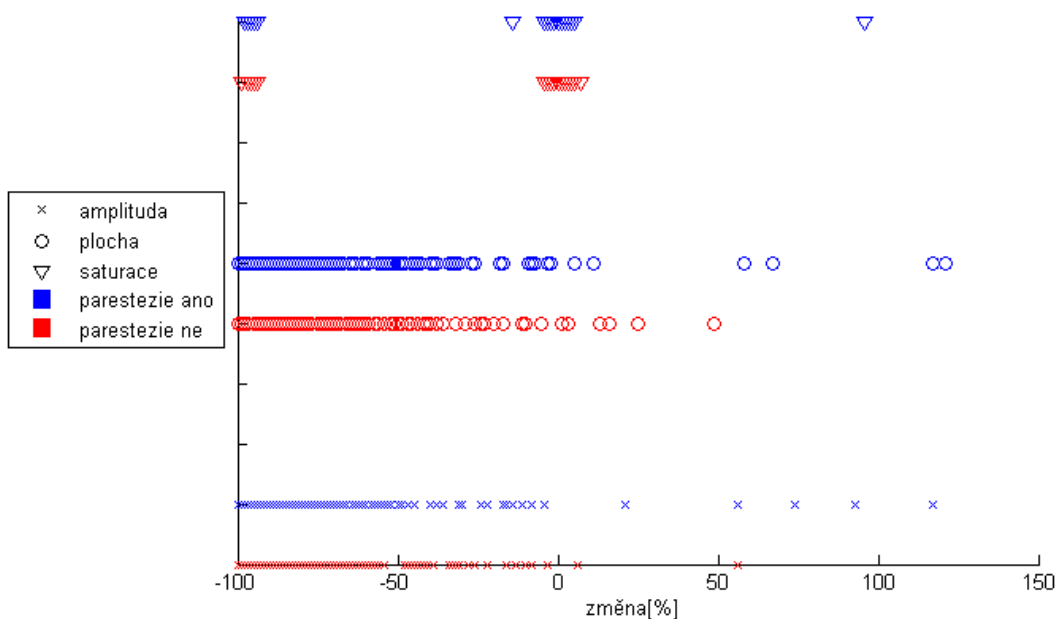
**Obr. 25 Příklad shluků ve dvourozměrném prostoru:  
a)přirozená struktura dat, b)struktura dat neexistuje**

Shlukovou analýzu je možné definovat jako metodu klasifikace, kdy sémantika problému klasifikace je dána podobnostmi mezi objekty, objekty jsou popsány měřením (příznaky), není dána apriorní informace (třénovací množina), označení (identifikace objektů) je určeno procesem shlukování.

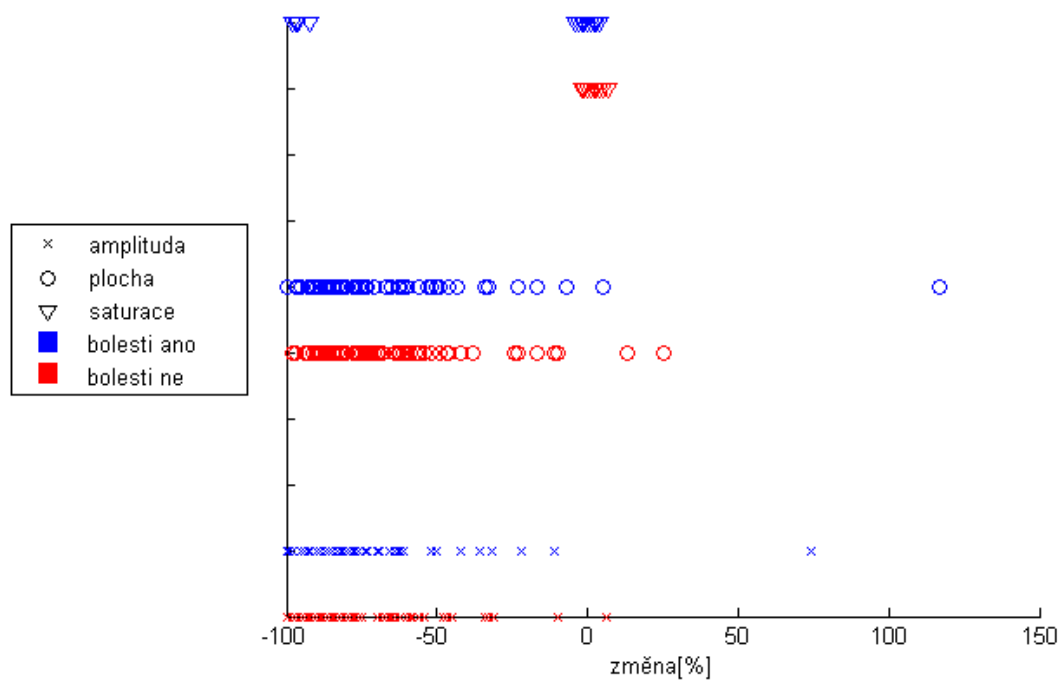
Roztřídění objektů do shluků lze provést metodou k-means (středů). Princip spočívá ve zvolení libovolných  $x$  bodů (podle předpokládaného počtu shluků) za středy shluků. Každému středu jsou přiřazeny nejbližší body. Je spočítán nový střed všech vzniklých shluků a opět k nim jsou rozřazeny zadané objekty. Tento postup se opakuje, dokud se středy neustálí na jedné hodnotě. Po vytvoření trénovací množiny lze libovolný objekt přiřadit k jednomu ze zadaných shluků. Klasifikace nového objektu lze provést například na základě největšího počtu nejbližších sousedů nebo nejmenší vzdálenosti od středů shluků.

## Příloha II Vztah kliniky a sledovaných parametrů

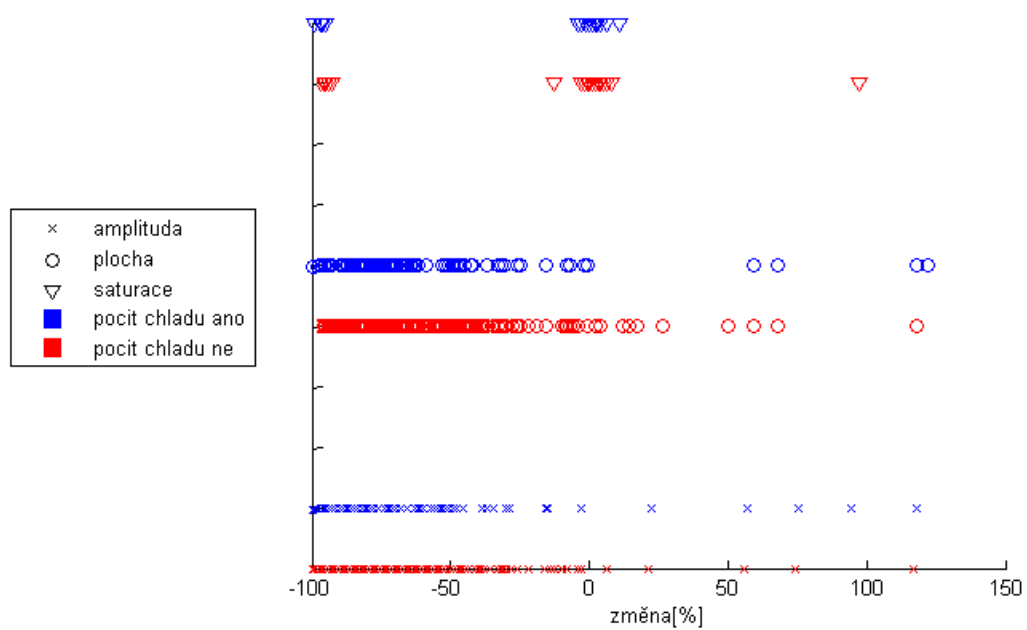
Pro určení závislosti mezi klinikou pacienta a sledovanými parametry pro vyhodnocování křivek byl vykreslen diagram rozložení. V těchto grafech je zachycena závislost procentuální změny sledovaného parametru pro křivky, k nimž byly přiřazeny dané obtíže. Nejvýznamnější oblast sledování změny amplitudy a plochy se nacházela v rozmezí 0 až -100, což vyplývá z původního předpokladu, že nefyziologické záznamy mají zápornou změnu. Větších hodnot nabývají pouze odlehlá měření, která můžeme z analýzy vyloučit. Změna saturace u všech sledovaných obtíží nabývala hodnot -25 až 25, měření odpovídající nulové saturaci před nebo po chladovém testu se pak nalézala v rozmezí 90 až 100 a -90 až -100. Výskyt sledovaných obtíží vůči změně posuzovaných parametrů byl ryze náhodný. Z tohoto rozložení nelze tedy odvodit hraniční hodnoty jednotlivých diagnóz pro změnu amplitudy, plochy ani saturace. Pro vykreslení těchto závislostí byl využit program MATLAB (viz. [1]).



Obr. 26 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro parestezii

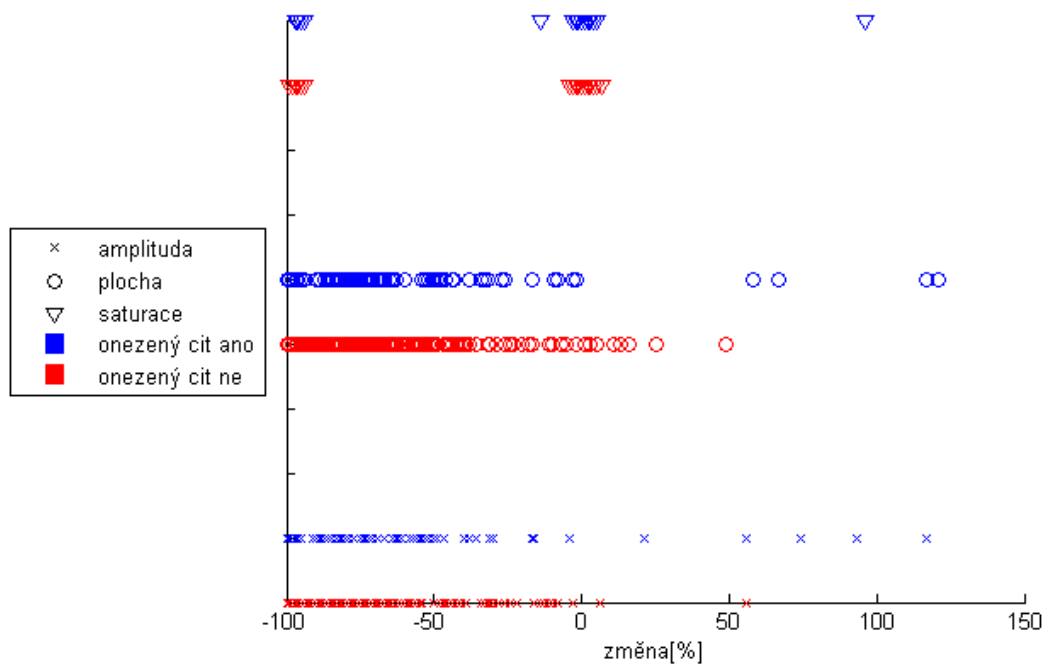


Obr. 27 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro bolesti

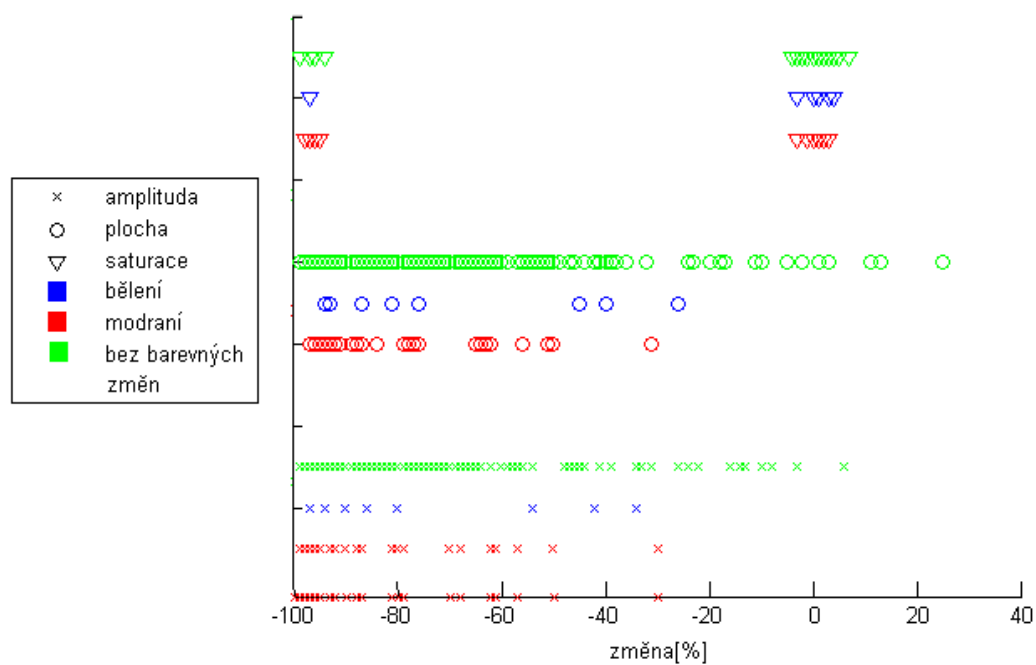


Obr. 28 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro pocit chladu

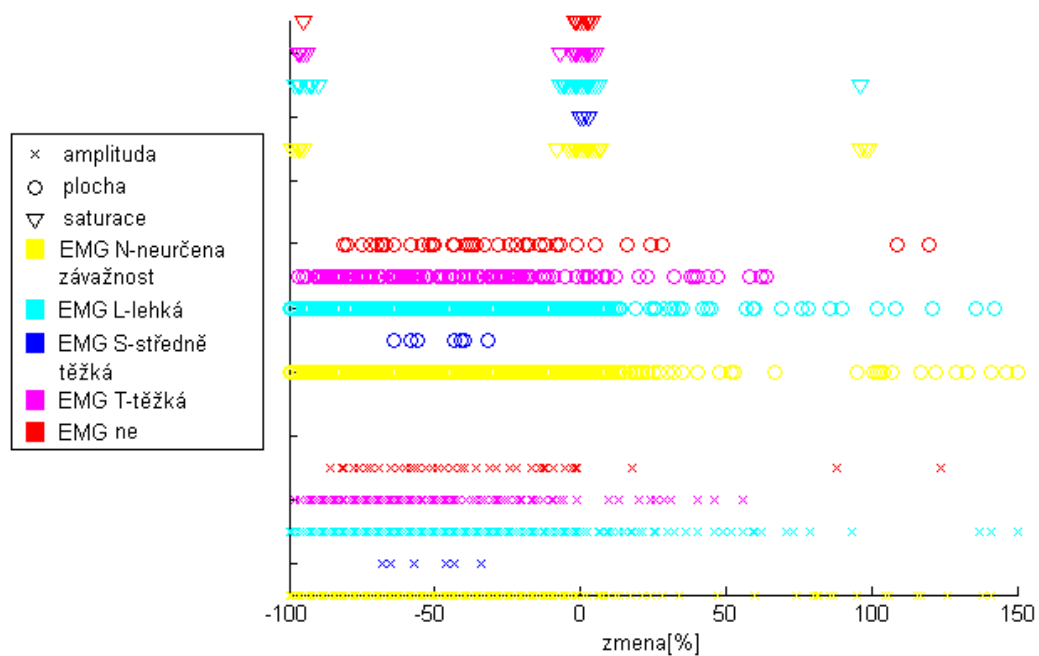




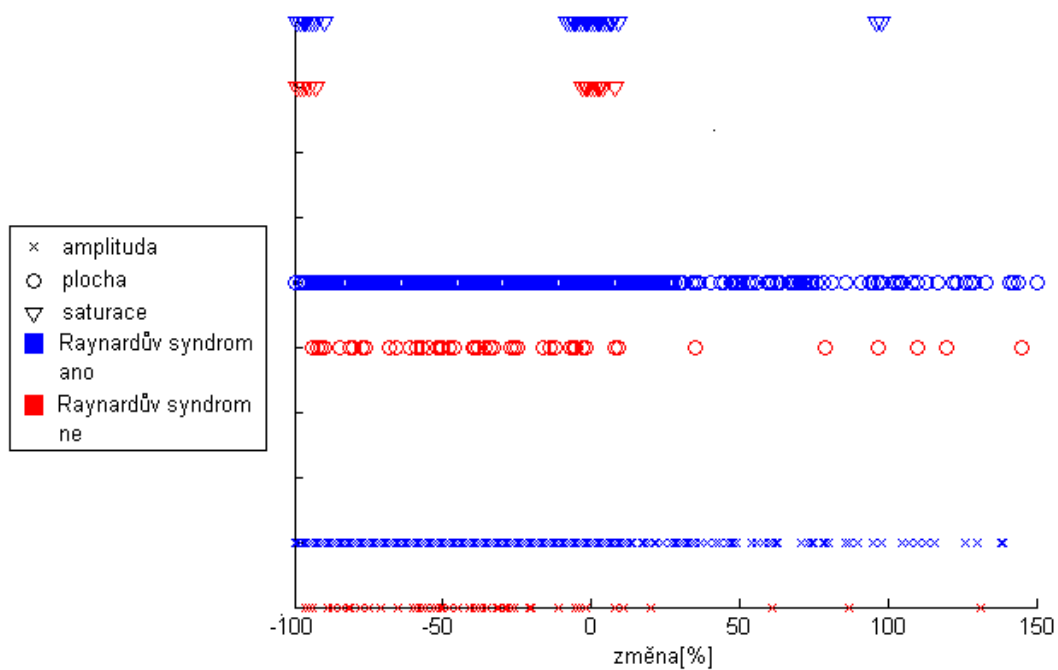
Obr. 29 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro omezený cit



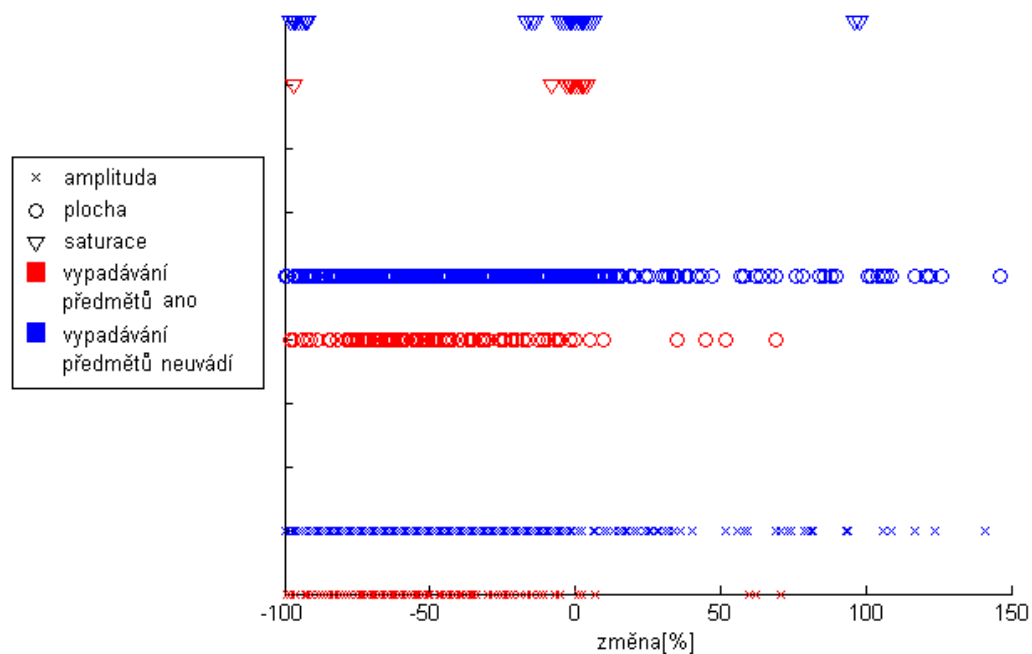
Obr. 30 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro barevné změny



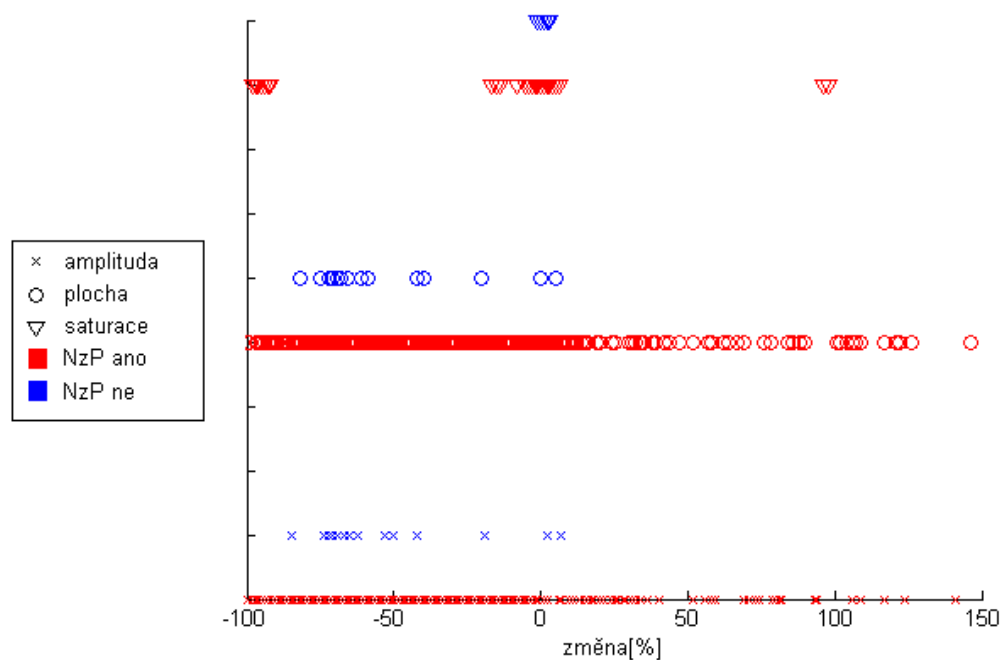
Obr. 31 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro EMG



Obr. 32 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro Raynardův syndrom



Obr. 33 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro vypadávání předmětů

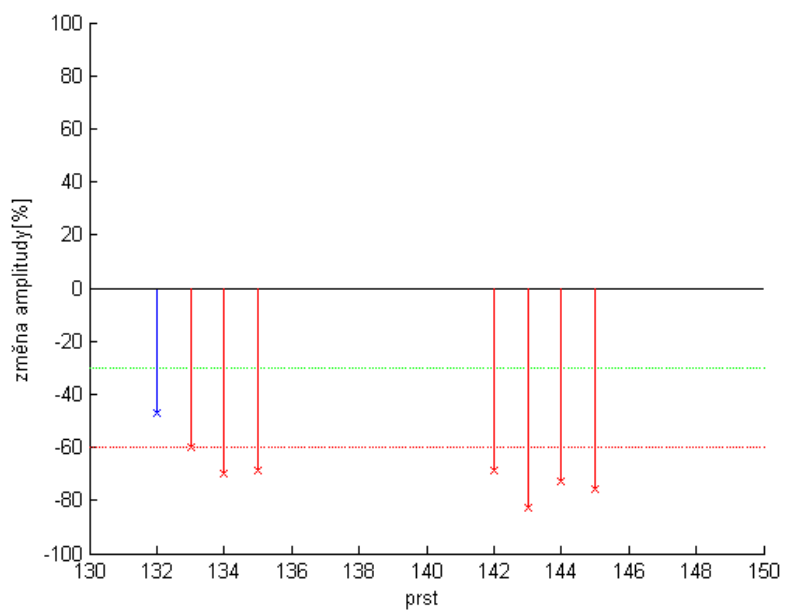


Obr. 34 Diagram rozložení sledovaných parametrů pro nemoc z povolání

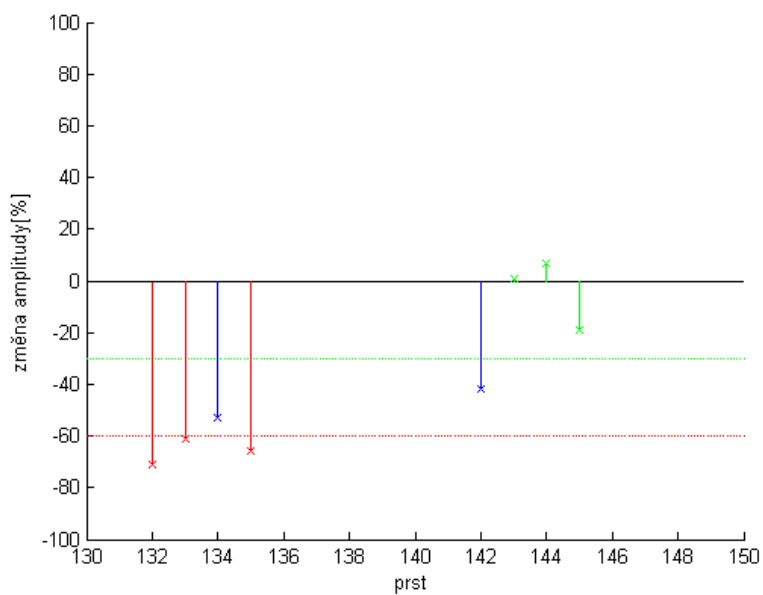
## Příloha III Příklad vyhodnocené křivky

Pacient ID: 2600

Počet vyšetření: 2



Obr. 35 Výsledky hodnocení – 17.01.2008.06:55



Obr. 36 Výsledky hodnocení – 27.01.2009.06:45

Klinika:

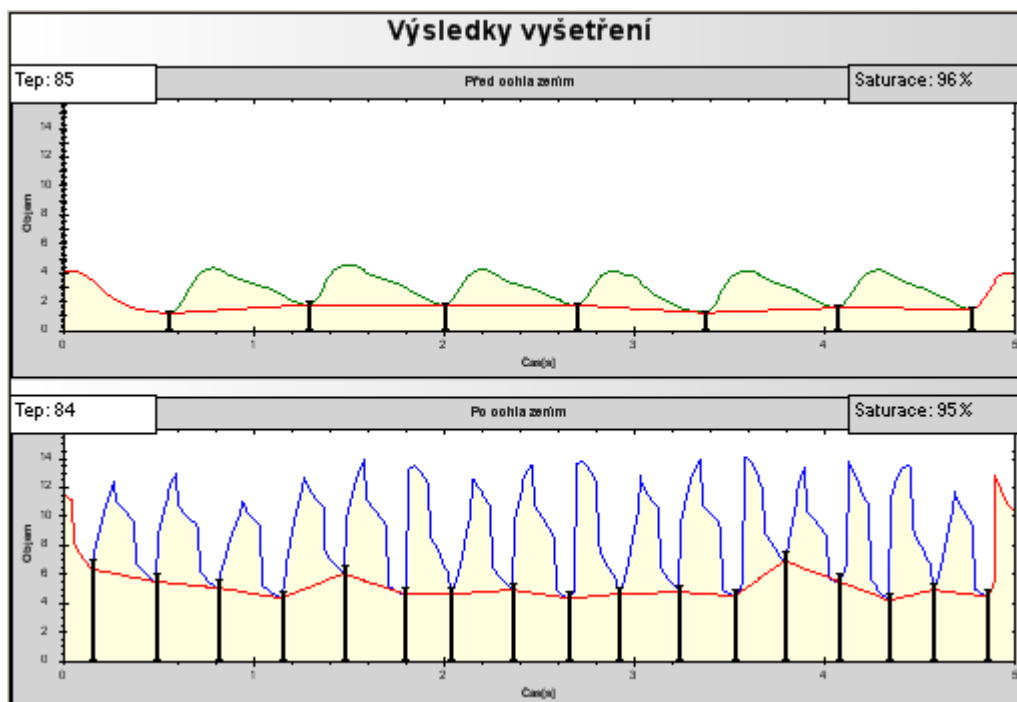
parestezie – ano  
bolesti HKK pokojová teplota – ano  
pocit chladu (bolest v chladu) – ne  
omezený cit - ano  
vypadávání předmětů – ano  
barevné změny – ne  
Raynardův syndrom – neuveden  
EMG – lehká  
NzP – ne  
jiné potíže - bolest kolen

diagnóza		počet křivek
dílní diagnóza	1	10
	2	3
	3	3
celkem	1	16

U pacienta byla rozpoznána hyperreaktivita cév. Z obou vyšetření, které pacient absolvoval, lze usoudit, že více postižena je pravá ruka. Pro levou ruku jsme zaznamenali v obou vyšetřeních naprosto rozdílné výsledky, proto by pro diagnózu jejího stavu mohlo být vhodné provést další kontrolní vyšetření.

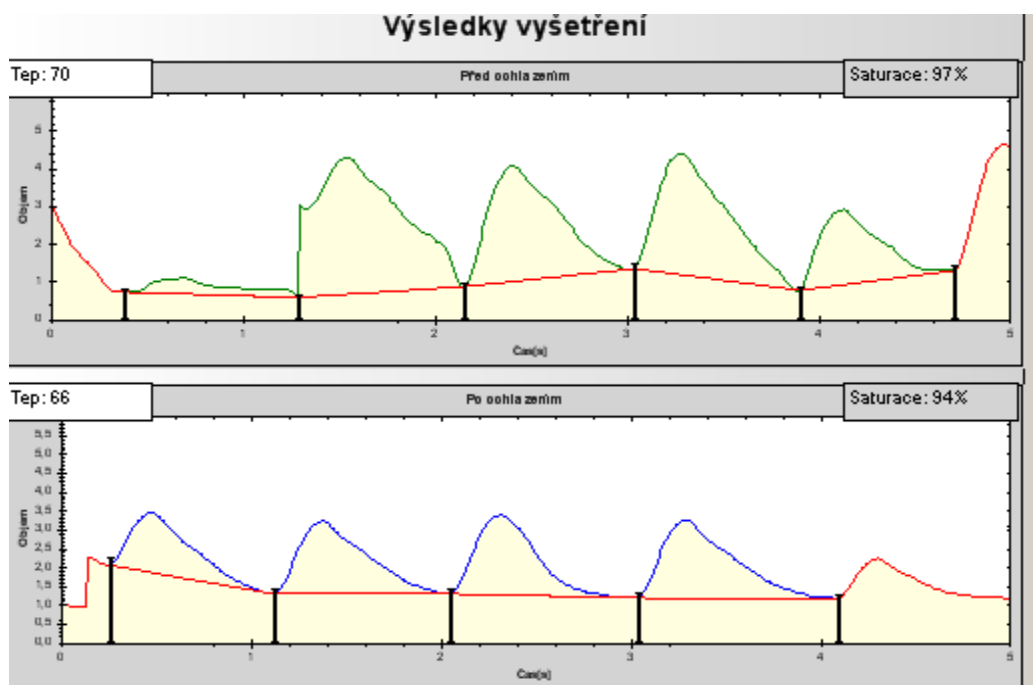
## Příloha IV Chyby detekce

I přes veškerou snahu o optimalizaci výpočtu sledovaných parametrů (amplituda, plocha, saturace), nastaly případy, kdy jejich hodnotu nebylo možné přesně určit.



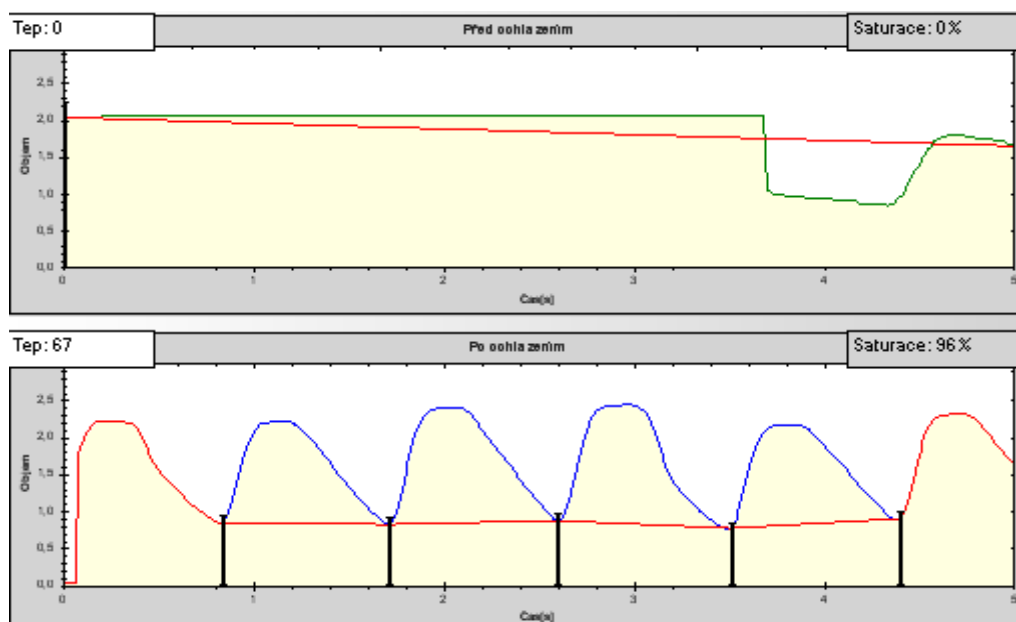
Obr. 37 Ztráta informace

Na Obr. 37 je patrný důsledek špatně zvolené vzorkovací frekvence. Při tepové frekvenci 84 tep/minuta předpokládáme v pětisekundovém úseku detekci přibližně 7 pulsových vln. V záznamu po chladovém testu bylo zjištěno 16 pulsových vln, což neodpovídá předpokladu. Takto deformované křivky nelze navrženou metodou hodnotit.



**Obr. 38 Pohybový artefakt**

Obr. 38 zachycuje chybu vzniklou pravděpodobně v důsledku pohybu senzoru. Na křivce před i po chlazeném testu je jasně patrný skok v jinak hladkém průběhu křivky. Pulzové vlny poškozené touto chybou můžeme navrženým algoritmem analyzovat s určitou odchylkou. Případ, kdy došlo pravděpodobně ke špatnému nasazení senzoru, je zachycen na Obr. 39. Počátek pulzujícího průběhu je detekován až v čase 3.5sekundy.



**Obr. 39 Chyby měření**

## Příloha V Obsah CD

<b>adresář</b>	<b>popis</b>
/program	zdrojové kódy aplikace
/text	text diplomové práce
/tabulky	vytvořené tabulky ve formátu .xls
/aplikace	aplikace pro hodnocení pletysmografických křivek